NOTE TO USERS

This reproduction is the best copy available.

UMI®

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

RECONSTRUCTION 3D PERSONNALISÉE DE LA COLONNE VERTÉBRALE À PARTIR D'IMAGES RADIOGRAPHIQUES NON-CALIBRÉES

SAMUEL KADOURY
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

THÈSE PRÉSENTÉE EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE PHILOSOPHIAE DOCTOR (Ph.D.)
(GÉNIE BIOMÉDICAL)
NOVEMBRE 2008

© Samuel Kadoury, 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: 978-0-494-47721-2
Our file Notre référence
ISBN: 978-0-494-47721-2

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:

RECONSTRUCTION 3D PERSONNALISÉE DE LA COLONNE VERTÉBRALE À PARTIR D'IMAGES RADIOGRAPHIQUES NON-CALIBRÉES

présentée par: KADOURY Samuel

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

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

M. MEUNIER Jean, Ph.D., président

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

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

M. PARENT Stefan, M.D., membre

Mme. PRÊTEUX Françoise, Ph.D., membre

Dédicace

- À ma femme Pascale et

à mes parents

Remerciements

J'aimerais premièrement remercier mes directeurs de recherche, la Professeure Farida Cheriet et le Dr Hubert Labelle pour m'avoir suivi au cours de ce projet de recherche et pour m'avoir fourni leurs suggestions au cours de la préparation des articles. J'aimerais aussi souligner mon appréciation de m'avoir transmis leur grande expertise et expérience tant de l'aspect clinique que du côté de l'imagerie 3D tout au long de mon cheminement de cette thèse. Je remercie aussi les membres du jury ayant évalué mon travail, soit les Professeurs Jean Meunier, Françoise Prêteux, Jean-Marc Robert et le Dr Stefan Parent.

J'aimerais souligner aussi la contribution de plusieurs autres collaborateurs, notamment les Professeurs Ian A. F. Stokes, Jean Dansereau et le Dr Parent pour leur contribution scientifique à certaines parties du projet ainsi que pour leurs critiques rigoureuses. Ce fut un honneur de pouvoir collaborer avec de tels experts et cela a permis d'apporter une dimension clinique importante au projet. J'aimerais aussi remercier Marie Beauséjour pour sa contribution significative à la collecte de données cliniques aux archives, à ses suggestions en études épidémiologiques ainsi que pour sa persévérance et son encouragement. Je voudrais remercier le Professeur Carl-Éric Aubin pour m'avoir accommodé aux cours de mes études et de m'avoir ouvert la porte en tant que collaborateur au Spinal Deformity Study Group. J'aimerais également remercier Philippe Labelle, Christian Bellefleur, Julie Joncas et Annick Koller du laboratoire LIS3D pour leur contribution au projet. J'aimerais aussi souligner la contribution scientifique de Cathy Laporte, anciennement membre du LIV4D, de Pascal Fallavollita, Rola Harmouche, Lama Seoud, Xavier Glorot avec qui j'ai eu la chance de collaborer.

Je tiens également à remercier Yiyong Sun, Chenyang Xu et Frank Sauer de Siemens Corporate Research pour m'avoir accueilli dans leur institution durant mon séjour à Princeton dans l'État du New Jersey et pour m'avoir donné d'opportunité d'approfondir

mes connaissances des techniques en imagerie médicale, en plus de me faire découvrir les défis du domaine cardio-vasculaire.

Finalement, j'aimerais remercier ma femme Pascale ainsi que ma famille pour m'avoir soutenu et encouragé tout au long de mes études. Ils m'ont toujours démontré les vertus de la persévérance et la patience et pour cela je suis extrêmement reconnaissant.

Ce projet de recherche a été réalisé principalement grâce au financement du Fonds Quebecois de la Recherche sur la Nature et les Technologies (FQRNT 112084-2006). Ce projet de recherche a aussi été réalisé en partie grâce au financement des projets concertés en santé du Conseil de Recherche en Sciences Naturelles et en Génie du Canada et par MENTOR, un programme de formation des Instituts de Recherche en Santé du Canada (IRSC) sur les troubles de la mobilité et de la posture.

Résumé

Pour plusieurs pathologies musculo-squelettiques telle que la scoliose idiopathique adolescente (SIA), de simples radiographies ne donnent pas l'information nécessaire afin de comprendre les aspects tridimensionnels (3D) de la déformation, par exemple la déformation vertébrale, la cunéiformisation des disques intervertébraux, la torsion de la colonne ou la déformation du bassin et de la cage thoracique. L'utilisation des techniques d'imagerie 3D plus connues telles que la tomodensitométrie ou la résonance magnétique est limitée pour l'évaluation de la colonne vertébrale, soit par l'irradiation infligée au patient, soit par la posture adoptée durant l'acquisition. C'est pour ces raisons qu'elles ne sont pas utilisées pour le suivi, le diagnostic et la planification chirurgicale, et que l'imagerie par radiographie est toujours la modalité la plus répandue.

Les méthodes de reconstruction 3D basées sur les radiographies biplanaires, telles que le « Direct Linear Transform » (DLT) utilisé depuis plus d'une quinzaine d'années en clinique de scoliose au CHU Sainte-Justine, requièrent des radiographies calibrées. Ceci implique qu'un objet de calibrage doit être placé autour du patient lors des prises radiographiques afin de calibrer le système d'acquisition. Le problème avec l'utilisation d'un tel objet est qu'il peut être très encombrant dans un contexte clinique, en plus de nuire à la portabilité et à la versatilité du système. Ceci est également le cas avec le système de basse dose EOS^{TM}, introduit plus récemment en clinique de scoliose. De plus, afin de générer un modèle personnalisé de la colonne vertébrale scoliotique en 3D à partir d'images radiographiques, le système présentement employé au CHU Sainte-Justine exige qu'un expert en radiologie identifie manuellement certains repères anatomiques sur la colonne. Cette procédure est assurément longue, fastidieuse et dépendante de l'opérateur et n'assure donc pas la répétabilité ni la précision de la procédure. Quelques approches ont tenté d'automatiser ce processus à l'aide de méthodes de recalage par des critères *ad hoc* ou par le biais de modèles statistiques

modélisant la variabilité ou la distribution pathologique de la déformation. Cependant ces méthodes dépendent d'un système calibré au préalable, et requièrent toujours la supervision d'un opérateur afin d'identifier des points de contrôle. Étant donné les problèmes identifiés avec les systèmes de reconstruction présentement adoptés au CHU Sainte-Justine, il est donc évident que la technique comporte des limites sur plusieurs aspects, et ne possède pas les outils nécessaires afin d'assurer la reproductibilité ou la portabilité requise afin d'être déployée dans des cliniques externes.

Cette étude a pour objectif de proposer, développer et valider un nouveau système permettant la reconstruction semi-automatisée et la visualisation 3D de la colonne vertébrale pour l'évaluation clinique de déformations de la colonne à partir d'images radiographiques biplanaires non-calibrées. L'apport innovateur de cette application est basé sur une nouvelle méthode d'auto-calibrage qui exploite le contenu naturel des images radiographiques, en utilisant entre autres des méthodes de reconnaissance de formes et de primitives anatomiques. Ces nouvelles techniques proposées ont été exploitées entre autre pour la reconstruction 3D de la colonne vertébrale générée à partir de repères anatomiques. Ce projet se base sur trois hypothèses bien définies, à savoir : premièrement, qu'un système de reconstruction 3D de la colonne vertébrale et du bassin peut être calibré à partir du contenu naturel des images radiographiques, et ce sans ajouter d'objet de calibrage qui pourrait encombrer le contexte clinique pré ou post-opératoire ou nuire au déploiement d'un tel système ; deuxièmement, qu'une technique de reconstruction 3D effectuant le calibrage à partir de repères anatomiques peut être utilisée pour la reconstruction 3D à partir de données rétrospectives ; troisièmement, que des primitives de haut niveau et des repères anatomiques détectés semi-automatiquement sur les radiographies pourront assurer une meilleure précision de la procédure de calibrage du système d'acquisition radiographique et de l'approche de reconstruction 3D.

Les résultats de cette étude ont permis de conclure que la reconstruction 3D de la colonne scoliotique à partir d'images non calibrées est suffisante pour l'évaluation clinique des déformations tridimensionnelles. Cependant, la forme géométrique de la colonne vertébrale ainsi que les contours vertébraux détectés sur des images radiographiques rehaussées à partir de données *a priori* permettent d'améliorer la précision du calibrage et de la reconstruction 3D. Une première étude proposait une méthode d'auto-calibrage afin d'exploiter uniquement le contenu naturel des images sans l'utilisation d'objets externes de calibrage ni de système de positionnement. L'algorithme développé se base sur des repères anatomiques de vertèbres identifiés et appariés manuellement par un opérateur sur une paire de vues. Un ensemble de ces repères est sélectionné automatiquement en se basant sur la géométrie épipolaire afin d'améliorer la robustesse de l'algorithme. L'étude clinique effectuée sur une cohorte de 60 sujets scoliotiques allait démontrer que l'approche d'auto-calibrage proposée est tout à fait viable pour l'évaluation d'indices cliniques 3D en offrant des différences statistiquement non-significative ($p < 0,05$) pour les indices cliniques angulaires par rapport à des modèles obtenus à partir d'images calibrées. Ceci allait permettre de confirmer la première hypothèse de ce travail. Une deuxième étude propose un système de reconstruction 3D portable et versatile qui pourra être déployé et utilisé dans un autre contexte clinique diagnostic que celui établi au CHU Sainte-Justine. En effet, un objet portable de dimensions connues associé à une méthode de vision stéréoscopique ont été développés afin de non seulement obtenir des modèles 3D à l'échelle métrique avec une précision acceptable, mais permet aussi de calibrer un système d'acquisition provenant d'une clinique externe où la configuration est inconnue en estimant avec précision les paramètres de translation et de rotation. La méthode est aussi robuste à l'égard du mouvement du patient entre les acquisitions, même en l'absence d'un système de positionnement.

Afin de répondre à la deuxième hypothèse, la nouvelle technique de reconstruction 3D proposée a été mise en œuvre dans le cadre d'une étude rétrospective analysant

l'évolution 3D des instrumentations chirurgicales pour la SIA. L'étude comprenait 128 patients sélectionnés du CHU Sainte-Justine et du département d'orthopédie de l'Université du Vermont sur une période de 27 ans. Plusieurs reconstructions devaient alors être effectuées à partir de radiographies non-calibrées. Les résultats ont démontré que les approches chirurgicales basées sur une manœuvre de dérotation telle que les techniques Cotrel-Dubousset (CD) ou Direct Vertebral Derotation (DVD) permettent une meilleure correction 3D des déformations comparativement aux anciennes techniques chirurgicales telles que Harrington/ Harrington-Luque (H/HL). En effet, une correction significative ($p < 0,05$) fut observée entre les générations en terme de la correction 3D basée sur l'orientation (–6% H/HL vs. 39% CD vs. 18% DVD) et les angles de Cobb (30% H/HL vs. 42% CD vs. 51% DVD) sur les plans de déformations maximales, confirmant ainsi que les instrumentations récentes telles que CD ou DVD permettent de ramener le plan de déformation près du plan sagittal. Une meilleure correction de la rotation axiale de la vertèbre apicale fut aussi observée pour les systèmes DVD (74%).

Une technique de reconnaissance de formes a été appliquée afin d'automatiser le processus d'auto-calibrage en utilisant des primitives de haut niveau. Une première étude a proposé une technique permettant la detection de la courbe thoracique sur la vue sagittale en utilisant un modèle de régression non-linéaire afin de progresser vers une segmentation automatique de la colonne scoliotique sur les deux vues. La reprojection de la forme globale de la colonne en 3D sur les silhouettes segmentées à partir des images radiographiques, ainsi que des propriétés de torsion géométriques ont été utilisées afin de déterminer les paramètres optimaux pour la configuration radiographique. Les résultats obtenus démontrent que la méthode converge rapidement vers une solution optimale tout en atteignant un seuil d'erreur plus faible qu'une technique d'auto-calibrage basée sur des repères identifiés manuellement (0,96 mm vs. 1,80 mm). Une approche alternative ancrée sur une technique de reconnaissance de contours vertébraux générés à partir d'un algorithme d'évolution de surface semble

améliorer la précision du processus de calibrage au niveau lombaire avec des erreurs en dessous de 1mm sur un spécimen cadavérique.

Finalement, une méthode automatisée consistant à reconstruire la courbe centrale de la colonne du patient en 3D fut exploitée afin de générer un modèle statistique à partir d'une base de données de 732 patients scoliotiques. Un algorithme de transformation linéaire a permis d'obtenir un modèle approximatif en classifiant la courbe 3D selon ses plus proches voisins. Le modèle fut par la suite raffiné par le biais de critères d'optimisation tels que l'alignement de modèles déformables *a priori* (obtenus par une acquistion CT sur des spécimens cadavériques) sur le gradient de l'image, la géométrie épipolaire et des connaissances morphologiques modélisant la disposition des repères vertébraux. Une évaluation qualitative et quantitative de la reprojection des contours vertébraux obtenus par la méthode de reconstruction 3D proposée sur 20 patients démontre des résultats prometteurs quant à la détection de primitives de bas niveau telles que les six repères anatomiques identifiés par un expert sur chacune des vertèbres. Une nette amélioration de la correspondance épipolaire fut observée par rapport à une identification manuelle d'un opérateur (1,4 ± 1,9 mm vs. 5,2 ± 4,6 mm au niveau thoracique ; 1,1 ± 1,3 mm vs. 3,7 ± 2,8 mm au niveau lombaire), confirmant ainsi la troisième hypothèse portant sur un meilleur appariement des repères anatomiques.

Ce projet a permis d'investiguer si de nouvelles méthodes peuvent permettre d'obtenir des modèles 3D de la colonne vertébrale à partir de radiographies non-calibrées provenant de cliniques externes et, s'il est possible d'automatiser par la même occasion le processus de calibrage et de reconstruction 3D. Ce projet a permis de conclure que des outils d'IA et que le contenu naturel des images radiographiques peuvent être exploités afin d'auto-calibrer un système d'acquisition radiographique et subséquemment effectuer une reconstruction 3D personnalisée de la colonne vertébrale.

Abstract

For several musculoskeletal pathologies like adolescent idiopathic scoliosis (AIS), single radiographic images do not offer the necessary information to understand the true 3D aspects of the deformity (e.g. intrinsic vertebral deformities, inter-vertebral disc wedging, spine torsion, rib cage and pelvis deformation, etc.). This limits the scope of routine diagnostic and follow-up exams, and treatment planning. Well known 3D imaging modalities such as computerized tomography (CT) or magnetic resonance imaging (MRI) are of limited use for the examination of the spine. The reasons for this include the fact that they cannot be used to acquire images in the standing position which is required for evaluation of posture, and in the case of CT-scan, offers unacceptable doses of ionizing radiations. For these reasons, biplanar radiography is still the imaging modality which is most frequently used for the 3D clinical assessment of spinal deformities.

Current stereo-radiographic 3D reconstruction techniques, such as the Direct Linear Transform (DLT) used for more than 15 years in scoliosis clinics at the CHU Sainte-Justine hospital, require calibrated X-rays. This implies that a calibration object surrounding the entire reconstruction volume (the patient's trunk) must be used for routine clinical X-rays. Unfortunately, the use of a calibration object in a clinical environment presents several limitations. First, this object located on either side of the patient is incorporated into a positioning apparatus which is unavailable in most clinical setups. Second, the patient is positioned between two sheets of Plexiglass which can often create fear and discomfort for the subject. This is also the case of the low-dose EOS™ system, which was recently installed in scoliosis clinics at Sainte-Justine. Furthermore, in order to generate 3D models of the patient's spine from radiographic images, the system currently used in our institution requires an expert in radiology to identify specific anatomical landmarks on the spine. This procedure is not only time-

consuming, tedious and error-prone, but the repeatability of the procedure cannot be assured. A few methods have attempted to automate this process by using registration techniques which incorporated *ad hoc* criterions or by using statistical models which would reproduce the variability or the pathological distribution of the deformation. However these methods depend on a pre-calibrated X-ray system, and are often highly supervised in order to identify control points. Given the problems demonstrated by the reconstruction systems currently adopted at CHU Sainte-Justine, it is clear that these techniques are limited on many aspects, and do not possess the necessary tools to insure the adequate level of reproducibility or versatility to be deployed in outpatient clinics.

The objective of this study is to propose, develop and validate a novel system which would enable the personalized 3D reconstruction and visualization of the spine from uncalibrated biplanar radiographic images for the clinical assessment of spinal deformities. The innovation for the proposed application first lies in a new self-calibration method which takes advantage of the radiographic image natural content, by using anatomical landmarks and pattern recognition techniques. These proposed techniques were also taken for the 3D reconstruction of the spine generated from anatomical landmarks. This study is based on three well-defined hypotheses. First, a 3D reconstruction system of the spine and pelvis can be calibrated by using the X-ray image natural content, without using any calibration object which can be cumbersome for pre or postoperative clinical use and which may hinder the versatility of such a system. Second, that a 3D reconstruction technique based on a self-calibration approach from anatomical landmarks can be used on retrospective data. Third, that high level primitives and anatomical landmarks detected semi-automatically on the radiographs can help to achieve a higher precision of the calibration and 3D reconstruction procedures.

Results obtained in this study allowed us to conclude that a 3D reconstruction of the scoliotic spine from uncalibrated biplanar X-rays is suitable for the 3D clinical assessment of spinal deformities, while geometrical shapes as well as vertebral shape

contours segmented from enhanced radiographic images using prior knowledge can help to increase the accuracy of the calibration and 3D reconstruction procedures. A first study would propose a novel self-calibration method by using the natural content of the radiographic image without the use of any external calibration object or positioning system. The computer algorithm developed in the first part of this work is based on manually identified anatomical landmarks which were automatically selected based on epipolar geometry and spatial distribution criterions. A clinical study conducted on a cohort of 60 scoliosis subjects would demonstrate that the proposed self-calibration approach is a viable and robust tool for evaluating 3D clinical measurements by yielding statistically insignificant differences ($p < 0.05$) for angular measurements with respect to models generated from calibrated images. This confirmed the first hypothesis of this work. A second study would propose a portable and versatile 3D reconstruction system which could be used in any routine clinical setup, for example outside of the CHU Sainte-Justine. In fact, a portable object of known dimensions merged with a new stereoscopic vision method were developed in order to not only generate 3D models with precise metric scaling, but also enable to calibrate a radiographic acquisition system originating from an outside clinic where the setup is unknown. The method allows estimating with accuracy the translation and rotation parameters. The method was also proven to be robust with regards to patient displacement between the sequential acquisitions even without a positioning.

To address the second hypothesis of this thesis, the new 3D reconstruction technique proposed in this work was applied in the context of a clinical retrospective study which would analyze the 3D evolution of spinal instrumentation for the correction of AIS. In the retrospective study, data from 128 adolescents admitted for surgery at two scoliosis centers over a 27 year period were selected from the CHU Sainte-Justine and the department of orthopaedics of the University of Vermont. 3D reconstructions were obtained from uncalibrated X-rays. Results demonstrate that surgical approaches based on derotation maneuvers such as the Cotrel-Dubousset (CD) or Direct Vertebral

Derotation (DVD) techniques allowed a better 3D correction of the deformations compared to older surgical techniques such as the Harrington/ Harrington-Luque (H/HL). In fact, a significant correction ($p < 0.05$) was observed between the different generations in terms of 3D correction based on the orientation (–6% H/HL vs. 39% CD vs. 18% DVD) and the Cobb angles (30% H/HL vs. 42% CD vs. 51% DVD) in the planes of maximal curvature, thus confirming that recent instrumentation such as the derotation or DVD techniques allow to bring the plane of maximal curvature closer to the sagittal plane. A better correction of the axial rotation of the apical vertebra was also observed for the DVD systems (74%).

In order to automate the self-calibration procedure and reduce user variability, a shape recognition technique integrating high level primitives was applied in this work. A first study would propose a technique to detect the thoracic curve on the sagittal view by using non-linear regression models in order to progress towards an automatic segmentation of the scoliotic spine on the biplanar views. The reprojection of the spine's global 3D shape computed from the segmented silhouettes on the radiographic images, as well as the spine's geometrical torsion properties were used to determine the optimal parameters of the radiographic configuration. Based on the results obtained in this study, we can demonstrate that the method converges more rapidly to an optimal solution while reaching a lower error level than the self-calibration technique based on manually identified landmarks (0.96 mm vs. 1.80 mm). An alternative approach based on a vertebral contour segmentation technique generated from a surface evolution algorithm seemed to increase the accuracy of the calibration process in the lumbar region with errors less than 1 mm computed from a cadaver specimen.

Finally, we propose a hybrid approach using a statistical 3D model of the spine generated from a database of 732 scoliotic patients with high level anatomical primitives identified and matched on biplanar radiographic images for the three-dimensional reconstruction of the scoliotic spine. The 3D scoliotic curve reconstructed from a

coronal and sagittal radiograph is used to generate an approximate statistical model based on a transformation algorithm which incorporates intuitive geometrical properties and classifies the 3D curve from its closest neighbors. An iterative optimization procedure integrating similarity measures such as deformable vertebral contours and epipolar constraints is then applied to globally refine the 3D anatomical landmarks on each vertebra level of the spine. A qualitative and quantitative evaluation of the retro-projection of the vertebral contours obtained from the proposed 3D reconstruction method on 20 scoliosis patients gave promising results while the quantitative comparison yielded similar accuracy on the localization of low level primitives such as the landmarks identified by an expert on each vertebra. A significant improvement of the epipolar correspondence was observed with respect to the manual identification performed by an expert (1.4 ± 1.9 mm vs. 5.2 ± 4.6 mm at the thoracic level ; 1.1 ± 1.3 mm vs. 3.7 ± 2.8 mm at the lumbar level), confirming the third hypothesis that a better matching of anatomical landmarks can be achieved.

This project allowed us to investigate whether new methods would allow to generate 3D models of the spinal column from uncalibrated X-rays originating from outpatient clinics and if it possible at the same time to have more automatic calibration and 3D reconstruction methods. This project allowed us to conclude that AI-based tools and the natural content of the X-ray images can be exploited in order to self-calibrate the radiographic acquisition system and subsequently perform the personalized 3D reconstruction of the spine.

Table des Matières

DÉDICACE IV

REMERCIEMENTS V

RÉSUMÉ VII

ABSTRACT XII

LISTE DES TABLEAUX XXII

LISTE DES FIGURES XXIII

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS XXV

LISTE DES ANNEXES XXVI

CHAPITRE 1 INTRODUCTION 1

1.1 LES SYSTÈMES DE RECONSTRUCTION STÉRÉO-RADIOGRAPHIQUE 3D 3

1.2 CONTRIBUTIONS DE LA THÈSE 8

1.3 ORGANISATION DE LA THÈSE 9

CHAPITRE 2 REVUE DES CONNAISSANCES 12

2.1 LA COLONNE VERTÉBRALE 12

2.2 LA SCOLIOSE IDIOPATHIQUE ADOLESCENTE 15

2.2.1 Les traitements de la scoliose idiopathique 17

2.2.2 L'application des modèles 3D au traitement de la scoliose 18

2.3 ÉVOLUTION DES SYSTÈMES DE RECONSTRUCTION 3D 23

2.3.1 Les premiers systèmes de reconstruction 3D 23

2.3.2 Nouvelle génération de système de reconstruction 3D 25

2.4 FILTRES DE REHAUSSEMENT D'IMAGES 27

2.5 TECHNIQUES DE SEGMENTATION 32

2.5.1 Revue des méthodes de segmentation en imagerie médicale 32

2.5.2 Reconnaissance par recalage de modèles (« Template matching ») 37

2.5.3 Approches à partir de primitives géométriques (« Feature-based ») 37

2.5.4 Recalage 2D/3D et approches statistiques 41

2.6 LES MÉTHODES DE CALIBRAGE 47

2.6.1 Techniques de calibrage linéaire 47
2.6.2 Techniques d'auto-calibrage 48
2.7 LES MÉTHODES DE RECONSTRUCTION 3D 54
2.7.1 Reconstruction 3D à partir de points correspondants 54
2.7.2 Reconstruction 3D à partir de modèles génériques 60
2.7.3 Reconstruction 3D à partir de contours 65
2.8 SYNTHÈSE DE LA REVUE DES CONNAISSANCES 67

CHAPITRE 3 PROBLÉMATIQUE, HYPOTHÈSES, OBJECTIFS ET MÉTHODE GÉNÉRALE 70

3.1 PROBLÉMATIQUE 70
3.2 HYPOTHÈSES 72
3.3 OBJECTIFS 74
3.3.1 Objectif général 74
3.3.2 Objectifs spécifiques 74
Objectif spécifique 1 : Proposer et valider un nouveau système versatile et portable permettant la reconstruction 3D du rachis à partir d'une paire d'images radiographiques non-calibrée. 74
Objectif spécifique 2 : Appliquer une technique d'auto-calibrage basée sur des repères anatomiques identifiés manuellement dans le cadre d'une étude rétrospective 3D portant sur l'évolution des systèmes chirurgicaux pour la SIA. 76
Objectif spécifique 3 : Conception et développement d'une technique d'auto-calibrage d'un système radiographique biplanaire basée sur des primitives de haut niveau détectées sur les images radiographiques. 78
Objectif spécifique 4 : Développer et valider une méthode de reconstruction 3D automatisée et plus personnalisée de la colonne en combinant un modèle statistique avec une technique de reconnaissance de formes. 79
3.4 APPROCHE GÉNÉRALE DU PROJET 80

CHAPITRE 4 PRÉSENTATION DE L'ARTICLE 1 –THREE-DIMENSIONAL RECONSTRUCTION OF THE SCOLIOTIC SPINE AND PELVIS FROM UNCALIBRATED BIPLANAR X-RAY IMAGES (PUBLIÉ, JOURNAL OF SPINAL DISORDERS AND TECHNIQUES, AVRIL 2007) 85

4.1 INTRODUCTION 88
4.2 MATERIALS AND METHODS 90
4.2.1 Image acquisition 90
4.2.2 3D reconstruction of the spine and pelvis using the self-calibration algorithm 91
4.2.3 Methodology for the clinical evaluation of the self-calibration procedure 92

4.2.4 Clinical data 93
4.3 Results and Discussion 94
4.3.1 Accuracy of the method 94
4.3.2 Landmark selection experiments 94
4.3.3 Clinical comparison of 3D clinical data between calibrated and uncalibrated X-rays 95
4.4 Conclusion 97
4.5 References 98
4.6 Figures 102
4.7 Tables 107

CHAPITRE 5 PRÉSENTATION DE L'ARTICLE 2 – A VERSATILE 3D RECONSTRUCTION SYSTEM OF THE SPINE AND PELVIS FOR CLINICAL ASSESSMENT OF SPINAL DEFORMITIES (PUBLIÉ, MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING AND COMPUTING, MAI 2007) 109

5.1 Introduction 112
5.2 Materials and Methods 115
5.2.1 Image acquisition 115
5.2.2 System apparatus 115
5.2.3 Identification of anatomical landmarks 116
5.2.4 Analytical description of the X-ray configuration setup 116
5.2.5 3-D reconstruction procedure 118
5.2.6 Estimation of geometric parameters using the weak-perspective algorithm 118
5.2.7 Self-calibration algorithm 119
5.3 Simulation Experiments 121
5.3.1 Measuring the effect of inaccuracies in the geometric parameters 121
5.3.2 Simulation of landmark identification inaccuracies 122
5.4 Clinical Validation 124
5.4.1 Methodology for the validation of the proposed system 124
5.4.2 Clinical validation of the 3-D geometrical models 125
5.5 Conclusion 126
5.6 References 127
5.7 Figures 131
5.8 Tables 144

CHAPITRE 6 PRÉSENTATION DE L'ARTICLE 3 – A THREE-DIMENSIONAL RETROSPECTIVE ANALYSIS OF THE EVOLUTION OF SPINAL INSTRUMENTATION FOR THE CORRECTION OF

ADOLESCENT IDIOPATHIC SCOLIOSIS
(ACCEPTÉ, EUROPEAN SPINE JOURNAL, OCTOBRE 2008) 146

6.1 INTRODUCTION 149
6.2 MATERIALS AND METHODS 152
6.2.1 Subjects 152
6.2.2 3-D reconstruction of the spine geometry 154
6.2.3 3-D geometrical measurements 154
6.2.4 Data analysis 156
6.3 RESULTS 156
6.3.1 Differences in pre-operative and post-operative measurements 156
6.3.2 Differences between groups 158
6.4 DISCUSSION 159
6.4.1 Correction in the coronal and sagittal plane 159
6.4.2 Global and local 3-D correction 161
6.4.3 Methodological issues 162
6.5 CONCLUSION 163
6.6 REFERENCES 164
6.7 FIGURES 168
6.8 TABLES 178

CHAPITRE 7 AUTO-CALIBRAGE D'UN SYSTÈME À RAYONS-X À PARTIR DE PRIMITIVES DE HAUT NIVEAU 182

7.1 SEGMENTATION DE LA COLONNE VERTÉBRALE 184
7.2 APPROCHE HIÉRARCHIQUE D'AUTO-CALIBRAGE D'UN SYSTÈME D'ACQUISITION À RAYONS-X 187
7.2.1 Représentation globale de la forme géométrique de la colonne en 3D 188
7.2.2 Auto-calibrage du système d'acquisition radiographique 191
7.3 RÉSULTATS PRÉLIMINAIRES 193
7.4 DISCUSSION 194

CHAPITRE 8 PRÉSENTATION DE L'ARTICLE 4 – PERSONALIZED 3D RECONSTRUCTION OF THE SCOLIOTIC SPINE FROM HYBRID STATISTICAL AND X-RAY IMAGE-BASED MODELS (SOUMIS, IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, JUIN 2008) 196

8.1 INTRODUCTION 199
8.2 MATERIAL AND METHODS 204
8.2.1 X-ray image acquisition and pre-processing 204

8.2.2 Approximate statistical 3D model of the spine 206
8.2.3 Scoliotic vertebra segmentation based on prior 3D models 208
8.2.4 Bundle adjustment of the 3D vertebral landmarks 212
8.3 VALIDATION PROTOCOL 215
8.3.1 Synthetic spine models 217
8.3.2 Clinical validation methodology 218
8.3.3 Ground-truth comparison to MRI data 219
8.4 RESULTS 217
8.4.1 In vitro evaluation of the segmentation accuracy using synthetic scoliotic vertebrae 217
8.4.2 Personalized 3D reconstruction of the spine 218
8.4.3 Quantification of the reconstruction error from MRI data 219
8.5 DISCUSSION AND CONCLUSION 220
8.6 REFERENCES 223
8.7 FIGURES 230
8.8 TABLES 241
CHAPITRE 9 DISCUSSION GÉNÉRALE 244
CHAPITRE 10 CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS 252
RÉFÉRENCES 258
ANNEXES 279

Liste des Tableaux

TABLEAU 2.1 : CATÉGORISATION DES MÉTHODES DE RECONNAISSANCE DE VERTÈBRES. 46

Liste des Figures

FIGURE 1.1 : COMPOSANTES D'UN SYSTÈME DE RECONSTRUCTION 3D DU RACHIS. 4
FIGURE 1.2 : PRINCIPE DE LA RECONSTRUCTION 3D PAR POINTS CORRESPONDANTS MULTIPLANS. 7
FIGURE 2.1 : ILLUSTRATION DE LA COLONNE VERTÉBRALE EN VUE ANTÉRIEURE. 14
FIGURE 2.2 : VERTÈBRE THORACIQUE EN VUE AXIALE (A GAUCHE) ET EN VUE LATERALE. 14
FIGURE 2.3 : IMAGES D'UN CAS SCOLIOTIQUE.. 16
FIGURE 2.4 : EXEMPLES D'UN CORSET ORTHOPÉDIQUE ET D'UNE INSTRUMENTATION CHIRURGICALE. ... 18
FIGURE 2.5 : VISUALISATION DU TRONC EN 3D D'UN PATIENT AVANT ET APRES CORSET. 20
FIGURE 2.6 : RECONSTRUCTION 3D GÉOMETRIQUE ET BIOMÉCANIQUE D'UN TRONC HUMAIN 21
FIGURE 2.7 : DEUX CAS SCOLIOTIQUES AVEC PROFILS SAGITTAL ET AXIAL DIFFÉRENTS. 23
FIGURE 2.8 : SYSTÈME DE RECONSTRUCTION 3D INSTALLÉ AU CHU SAINTE-JUSTINE DEPUIS 1992. 24
FIGURE 2.9 : GILET DE CALIBRAGE ET SYSTÈME DE POSITIONNEMENT AU CHU SAINTE-JUSTINE. 25
FIGURE 2.10 : APPAREIL RADIOLOGIQUE EOS PERMETTANT LA RECONSTRUCTION 3D. 26
FIGURE 2.11 : NOYAU DE CONVOLUTION LAPLACIEN. 29
FIGURE 2.12 : PYRAMIDE DE RESTAURATION MULTI-RÉSOLUTION PROPOSÉE PAR KUNZ ET COLL. 31
FIGURE 2.13 : CONNAISSANCES PHYSIQUES DES MURS VENTRICULAIRES. 33
FIGURE 2.14 : SEGMENTATION 3D DU CERVEAU PAR MODÈLES DEFORMABLES (CONTOURS ACTIFS). 35
FIGURE 2.15 : RÉSULTAT D'UNE SEGMENTATION PAR WATERSHED (SIJBERS ET COLL.). 36
FIGURE 2.16 : PRINCIPE ET RÉSULTAT D'UNE SEGMENTATION PAR GRAPH-CUTS (BOYKOV ET COLL.). 36
FIGURE 2.17 : SEGMENTATION DE VERTÈBRES LOMBAIRES SELON LA TECHNIQUE DE ZHENG. 39
FIGURE 2.18 : DÉTECTION DU CORPS CERVICAL PAR LA MÉTHODE DE HOWE ET COLL. 39
FIGURE 2.19 : MODÈLE GÉNÉRIQUE D'UN CORPS VERTÉBRAL PROPOSÉ PAR DESCHENES ET COLL. 40
FIGURE 2.20 : APPROCHE HIÉRARCHIQUE EXPRIMANT LES PREMIERS MODES DE VERTÈBRES (PCA) 42
FIGURE 2.21 : ILLUSTRATION DE LA MÉTHODE DE RECALAGE 3D/2D PAR LIVYATAN ET COLL. 44
FIGURE 2.22 : CONTRAINTES D'ALIGNEMENTS POUR LA RECONSTRUCTION D'UNE SEULE VUE. 45
FIGURE 2.23 : PATRONS PLANAIRES UTILISÉS POUR UNE CALIBRATION DE HAUTE PRÉCISION. 52
FIGURE 2.24 : AUTO-CALIBRAGE D'UN SYSTÈME D'ANGIOGRAPHIE BIPLANAIRE 54
FIGURE 2.25 : ACQUISITION ET RECONSTRUCTION 3D STÉRÉORADIOGRAPHIQUE (CHERIET ET COLL.). 56
FIGURE 2.26 : REPÈRES STÉRÉO-CORRESPONDANTS POUR LA RECONSTRUCTION D'UNE VERTÈBRE 58
FIGURE 2.27 : PRINCIPE DE « KRIGEAGE » DE VERTÈBRES PRESENTÉ PAR DELORME. 61
FIGURE 2.28 : REPÈRES ANATOMIQUES NSCP ET SCP POUR LA RECONSTRUCTION D'UNE VERTÈBRE 63
FIGURE 2.29 : SÉQUENCE D'OPÉRATIONS DE LA TECHNIQUE DE RECONSTRUCTION RAPIDE (POMERO) 63
FIGURE 2.30 : ILLUSTRATION DU PRINCIPE DE LA MÉTHODE NSCC APPLIQUÉE SUR LE FEMUR. 66

FIGURE 2.31 : RECONSTRUCTION 3D DU BASSIN PAR LA TECHNIQUE NSCC. 67
FIGURE 2.32 : SYSTÈME DE RECONSTRUCTION 3D BIPLANAIRE DU TRONC OSSEUX 69
FIGURE 3.1 : ORGANISATION MÉTHODOLOGIQUE DE LA THÈSE PAR ARTICLES. 84
FIGURE 7.1 : DISTRIBUTION MOYENNE EN 2D DE LA LARGEUR DU CORPS VERTÉBRAL. 185
FIGURE 7.2 : RÉSULTATS DE LA PROCÉDURE DE SEGMENTATION DU CORPS VERTÉBRAL FRONTAL. 186
FIGURE 7.3 : EXEMPLE DES FORMES SILHOUETTES DE LA PARTIE ANTÉRIEURE DE LA COLONNE. 187
FIGURE 7.4 : PRINCIPE DE LA RECONSTRUCTION 3D PAR L'ENVELOPPE VISUELLE (VISUAL HULL) 189
FIGURE 7.5 : LA COLONNE SCOLIOTIQUE REPRÉSENTÉE PAR UNE LIGNE HELICOÏDAL 191
FIGURE 7.6 : CONVERGENCE DE LA MÉTHODE D'AUTO-CALIBRAGE AUTOMATIQUE 194

Liste des Sigles et Abréviations

2D	Bidimensionnel
3D	Tridimensionnel
C1-C7	Vertèbres cervicales C1-C7
CHU	Centre Hospitalier Universitaire
CD	Cotrel-Dubousset
CLT	Cylindrical Linear Transform
CMM	Coordinate measuring machine
CSVL	Central Sacral Vertical Line
DLT	Direct Linear Transform
DVD	Direct Vertebral Derotation
EDP	Équations dérivées partielles
H/HL	Harrington/Harrington-Luque
IA	Intelligence artificielle
IRM	Imagerie par résonance magnétique
L1-L5	Vertèbres lombaires L1-L5
LAT	Latérale
LIS3D	Laboratoire Informatique sur la Scoliose 3-D
NLT	Non Linear Transform
NSCP	Non Stereo Corresponding Points
NSCC	Non Stereo Corresponding Contours
PA	Postero antérieure
PT	Proximal thoracique
RX	Rayons-X
S1	Sacrum
SCP	Stereo Corresponding Points
SRS	Scoliosis Research Society
SVM	Support Vector Machine (Machine à vecteur de support)
SIA	Scoliose Idiopathique Adolescente
TP	Thoracique principale
T1-T12	Vertèbres thoraciques T1-T12
TL/L	Thoracolombaire-lombaire
US	Ultrason

Liste des Annexes

ANNEXE I PRÉSENTATION DU RÉSUMÉ 1 – PREDICTION OF THE T2-T12 KYPHOSIS IN ADOLESCENT IDIOPATHIC SCOLIOSIS USING A MULTIVARIATE REGRESSION MODEL 280

ANNEXE II PRÉSENTATION DU RÉSUMÉ 2 – SELF-CALIBRATION OF A BIPLANAR RADIOGRAPHIC SYSTEM FOR CLINICAL 3D ASSESSMENT OF THE SCOLIOTIC SPINE.....288

ANNEXE III PRÉSENTATION DU RÉSUMÉ 3 – A STATISTICAL IMAGE-BASED APPROACH FOR THE 3D RECONSTRUCTION OF THE SCOLIOTIC SPINE FROM BIPLANAR RADIOGRAPHS.....296

ANNEXE IV RÉSULTATS DE LA RECONSTRUCTION 3D AUTOMATIQUE.....310

Chapitre 1

Introduction

Pour plusieurs pathologies musculo-squelettiques telles que la scoliose idiopathique adolescente (SIA), de simples radiographies ne donnent pas l'information nécessaire afin de comprendre les aspects tridimensionnels (3D) de la déformation (Brown, Burstein, Nash, et Schock, 1976; Hindmarsh, Larsson, et Mattsson, 1980) (ex: déformation vertébrale, cunéiformisation des disques intervertébraux, torsion de la colonne, déformation du bassin et de la cage thoracique). L'utilisation de modalités d'imagerie 3D telles que la tomodensitométrie (CT) ou la résonance magnétique (IRM) est limitée pour l'évaluation de la colonne vertébrale, soit par l'irradiation infligée au patient (CT), soit par la posture adoptée durant l'acquisition (IRM et CT). En effet, les images par résonance magnétique et par tomodensitométrie sont obtenues en position couchée et donc l'évaluation de la posture naturelle du patient devient impossible. De plus, l'IRM ne permet pas l'évaluation post-opératoire des patients dû aux effets d'artefacts causés par l'instrumentation chirurgicale. C'est pour ces raisons qu'elles ne sont pas utilisées pour le suivi, le diagnostic et la planification chirurgicale, et que l'imagerie par radiographie est toujours la modalité la plus répandue pour le diagnostic et le suivi post opératoire.

Depuis plus d'une quinzaine d'années, les cliniques de scoliose au CHU Sainte-Justine utilisent un système Fuji permettant l'acquisition numérique de radiographies conventionnelles. Une quantité importante de radiographies du tronc (plus de 30 000) a été recueillie, à partir desquelles une technique de reconstruction 3D a permis de représenter en 3D des structures anatomiques et ainsi permettre une étude tridimensionnelle de la colonne vertébrale. Un total de 3 000 reconstructions de colonnes vertébrales de patients a été traité de la sorte au cours de cette période. Cependant les méthodes de reconstruction 3D basées sur les radiographies biplanaires, telles qu'utilisées par le laboratoire de la scoliose en 3D (LIS3D) au CHU Sainte-Justine, requièrent des radiographies calibrées. Ceci implique un objet de calibrage qui doit être placé autour du patient lors des prises radiographiques afin de calibrer le système d'acquisition. Le problème avec l'utilisation d'un tel objet de calibrage est qu'il peut être très encombrant dans un contexte clinique (Dansereau et Stokes, 1988), en plus de nuire à la portabilité et à la versatilité du système. De plus, afin de générer un modèle personnalisé de la colonne vertébrale scoliotique en 3D à partir d'images radiographiques, le système présentement employé à Sainte-Justine demande qu'un expert en radiologie identifie manuellement certains repères anatomiques sur la colonne. Cette procédure est assurément longue, fastidieuse et dépendante de l'opérateur, et donc n'assure pas la répétabilité ni la précision de la procédure (Andre, Dansereau, et Labelle, 1992). Ces lacunes font en sorte que les systèmes actuels n'offrent pas un accès universel à la technologie qui permet l'évaluation 3D des déformations de la colonne.

À ce jour, quelques approches ont tenté d'automatiser le processus d'identification à l'aide de méthodes de recalage (Novosad, Cheriet, Petit, et Labelle, 2004) ou par le biais de modèles statistiques (Benameur et coll., 2003b; Boisvert, Pennec, Ayache, Labelle, et Cheriet, 2006; Mitton et coll., 2000). Cependant ces méthodes dépendent d'un système calibré au préalable, et requièrent toujours la supervision d'un opérateur afin d'identifier des points de contrôle. Étant donné les problèmes identifiés ci-dessus avec le système de reconstruction présentement adopté au CHU Sainte-Justine, il est donc évident que la

technique est limitée sur plusieurs aspects, et ne possède pas les outils nécessaires afin d'assurer la reproductibilité ou la portabilité requise pour être déployée dans des cliniques externes (autres que celles du CHU Sainte-Justine).

1.1 Les systèmes de reconstruction stéréo-radiographique 3D

Les systèmes de reconstruction 3D englobent en général tous les systèmes qui permettent de générer en trois dimensions des structures ou des objets à partir d'images en deux ou trois dimensions provenant de modalités d'imagerie médicale ou de caméra. L'avantage des systèmes de reconstruction 3D est la capacité d'obtenir de l'information supplémentaire à l'aide de modèles tridimensionnels qui présentent des structures qui ne sont généralement pas visibles en deux dimensions. La pertinence du 3D dans le cadre du traitement de la scoliose repose sur le fait que des modèles 3D du rachis peuvent être utilisés afin d'aider à l'évaluation 3D de l'effet des traitements. Par exemple, la technologie 3D a permis d'évaluer l'effet immédiat du traitement avec le corset de Boston ou de comparer les différences pré et post-opératoire des chirurgies orthopédiques. Le 3D peut aussi être exploité pour la planification et la conception optimale de stratégies de traitement à l'aide de modèles de prédiction. Ces modèles peuvent ainsi répliquer la progression en 3D de la scoliose en fonction des propriétés géométriques et biomécaniques du traitement. Cette information sert entre autres à l'évaluation de pathologies et à la simulation de modèles en 3D. Finalement, l'avènement d'instruments chirurgicaux permettant de corriger la colonne en 3D favorise aussi la prolifération de nouvelles méthodes de classification des différents patrons de courbure scoliotique 3D.

Les systèmes de reconstruction 3D de la colonne vertébrale et du bassin ont généralement 2 composantes principales :

1. la composante matérielle (système de positionnement et d'imagerie);
2. la composante logicielle.

Dans le cas de systèmes radiographiques, la composante logicielle est subdivisée en trois aspects que nous présenterons plus en détail lors de la revue de littérature:

1. la détection et mise en correspondance de structures;
2. le processus de calibrage;
3. la reconstruction 3D de repères anatomiques identifiés.

La Figure 1.1 illustre les différentes composantes d'un système de reconstruction 3D.

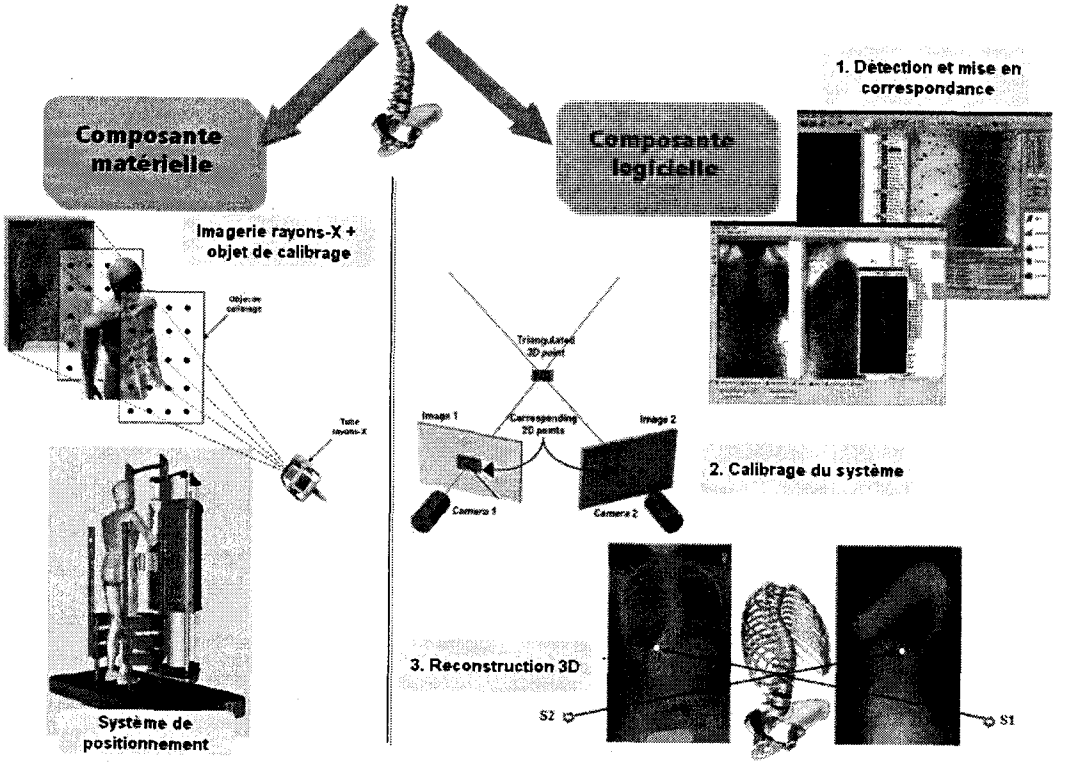


Figure 1.1 : Composantes d'un système de reconstruction 3D du rachis.

a) Composante matérielle

Pour la composante de l'imagerie, les systèmes de reconstruction stéré-radiographique 3D peuvent avoir recourt à une acquisition d'information en évaluation pré, per ou post-opératoire. Ces systèmes sont dotés d'un imageur radiographique qui permet de projeter l'objet acquis sur un plan image 2D. L'imagerie par radiographie et son principe de

formation d'images est basé sur la détection sur un écran détecteur de rayons-X, ces derniers ayant été projetés par une source radiologique située à près de 2 mètres de l'écran, et ayant subi diverses atténuations en passant à travers le patient qui est à proximité de la cassette. Les images exploitées pour ce projet de recherche proviennent du CHU Sainte-Justine, où les radiographies sont acquises par un système radiographique numérique Fuji FCR7501 utilisant une cassette radiographique de 91,4 cm par 35,6 cm (14 pouces par 36 pouces) produisant une image ayant une résolution de 2140 pixels par 880 pixels à une profondeur effective de 12 bits. Une première radiographie est acquise du patient en position latérale, le patient est ensuite positionné en position antérieure pour une deuxième image radiographique.

En orthopédie, un système de positionnement est souvent ajouté au système d'imagerie radiographique, permettant ainsi au patient d'adopter une posture stable lors de l'acquisition. Ce système de positionnement sera aussi muni d'un objet de calibrage qui pourra servir à calibrer la scène 3D, et consiste en des plaques de Plexiglass parallèles au plan du film radiographique, contenant des marqueurs radio-opaques dont les coordonnées 3D sont préalablement mesurées.

b) Composante logicielle

Détection et mise en correspondance de structures

Dans tout système de reconstruction stéréo-radiographique, il est requis de détecter des repères de calibrage ainsi que des repères anatomiques stéréo-correspondants, de les identifier et finalement de les apparier afin de procéder au calibrage et subséquemment, à la reconstruction 3D. Cette séquence d'opérations se fait à l'aide d'une interface graphique logicielle permettant d'afficher les images radiographiques acquises, de détecter et d'identifier les marqueurs en plus de filtrer les images. La détection peut se faire soit manuellement, soit automatiquement. Bien que la détection des marqueurs de calibrage peut présentement se faire automatiquement grâce à des techniques d'imagerie

qui peuvent détecter aisément des objets circulaires telle que des billes radio-opaques, la détection des repères anatomiques sur les vertèbres demeure manuelle et est effectuée par un expert en radiologie qui doit identifier visuellement des points ponctuels. Afin d'effectuer la transition vers un niveau d'automatisme adéquat et d'éviter les lacunes d'une identification manuelle, des techniques de segmentation devraient être développées afin de localiser des primitives sur les images.

Processus de calibrage

Le principe de la reconstruction tridimensionnelle à partir de radiographies multiplanaires est basé sur l'acquisition de plusieurs radiographies avec des angles d'incidence différents. À partir des différentes projections 2D, il est alors possible de définir la position tridimensionnelle de repères anatomiques dans l'environnement radiologique. Cependant, avant d'appliquer une méthode de reconstruction 3D afin de générer une coordonnée tridimensionnelle à partir des positions 2D, il est nécessaire de définir la configuration spatiale radiologique, c'est-à-dire les localisations relatives des plans images et des sources de rayons-X. Cette étape est appelée le processus de calibrage. Le principe traditionnel du calibrage d'un système radiologique est d'évaluer, au moyen d'un objet de calibrage (par exemple une boîte en Plexiglass comprenant des billes de plomb de coordonnées 3D connues), la transformation géométrique entre les coordonnées 3D d'un point de l'espace et ses coordonnées 2D sur les différents plans radiologiques. Malheureusement, l'utilisation d'un objet de calibrage dans un contexte clinique est souvent contraignante.

Reconstruction 3D de repères

Les prises en compte du caractère tridimensionnel de certaines pathologies et des biais des mesures 2D dus à la projection radiographique amènent de plus en plus les cliniciens à utiliser des méthodes de reconstructions 3D pour les aider dans leur diagnostic ou dans la planification de leur procédure chirurgicale. Bien que les systèmes d'imagerie volumétrique 3D (CT-scan ou l'IRM) offrent cette perspective, la plupart des

applications cliniques utilisent des images 2D dans le cadre d'analyses réalisées. C'est pour ces raisons que la reconstruction 3D à partir d'images radiographiques est une avenue intéressante et avantageuse. Il existe plusieurs catégories de méthodes de reconstructions 3D utilisées par les systèmes d'imagerie radiographique. Les méthodes les plus populaires résident dans la reconstruction par triangulation de repères ponctuels, qui se composent en points stéréo-correspondants (visibles sur deux images) et non stéréo-correspondants (visibles uniquement sur une seule des images). Ce principe est illustré à la Figure 1.2. D'autres méthodes ont recours à des techniques de recalage afin d'établir une correspondance entre un modèle *a priori* et les informations extraites des images. Les différentes approches seront présentées en détail lors de la revue de littérature.

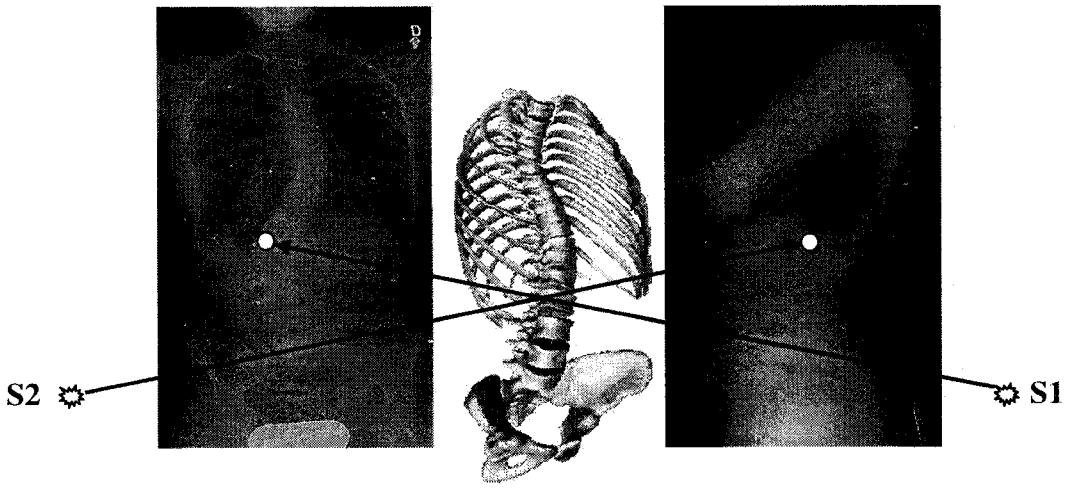


Figure 1.2 : Principe de la reconstruction 3D par points correspondants multiplans.

La partie logicielle d'un système de reconstruction 3D comprend habituellement les trois composantes principales décrites précédemment. Afin d'établir un portrait adéquat de l'état de l'art dans le contexte de ce projet de doctorat, nous présenterons dans le chapitre suivant une revue des techniques importantes de détection et appariement de primitives qui impliquent des filtres de rehaussement et des techniques de segmentation d'images médicales. Un récapitulatif des processus de calibrage et de reconstruction 3D qui ont été présentées dans la littérature scientifique clôturera ce chapitre.

1.2 Contributions de la thèse

Ce projet de doctorat s'inscrit dans le domaine de l'imagerie biomédicale et se résume au développement d'un nouveau système de reconstruction 3D personnalisée de la colonne vertébrale, permettant l'évaluation de pathologies musculo-squelettiques à partir d'images radiographiques biplanaires non-calibrées pouvant provenir de cliniques à l'extérieur du CHU Sainte-Justine. Un des défis les plus importants était d'exploiter le contenu naturel des images radiographiques afin de proposer une nouvelle solution aux problèmes de calibrage et de modélisation 3D du rachis. En étudiant en premier lieu la faisabilité d'auto-calibrer un système radiographique par des repères identifiés manuellement, nous avons démontré expérimentalement que des reconstructions 3D à partir d'image non-calibrées est envisageable dans un contexte multi-centre ou pour des études rétrospectives. Afin de progresser vers un niveau d'automatisme plus adéquat et ainsi favoriser une exploitation de la technologie 3D en clinique, de nouveaux principes de segmentation et d'appariement des structures anatomiques de haut niveau ont été proposés pour résoudre le problème d'auto-calibrage. Des connaissances *a priori* jumelées à une base de données statistiques de colonnes scoliotiques en 3D ont permis d'adresser les lacunes de l'identification manuelle longue et fastidieuse. Grâce à une validation clinique, il a été possible de justifier la pertinence des méthodes proposées qui permettent de personnaliser la reconstruction de vertèbres par une approche automatique.

La contribution principale de cette thèse réside dans le développement de nouvelles méthodes statistiques et de traitement d'images médicales permettant la détection et la reconnaissance de structures osseuses pour la reconstruction 3D personnalisée de vertèbres à partir de radiographies. La segmentation des vertèbres obtenues par une évolution des composantes surfaciques de modèles *a priori* représente une contribution importante que ce projet a su apporter au niveau de la science fondamentale dans le domaine de l'imagerie médicale. En effet, l'évaluation en 3D des déformations de la

colonne se base sur des mesures cliniques extraites d'un modèle tridimensionnel généré à partir d'une technique de reconstruction biplanaire. Cet exercice d'évaluation s'effectue en clinique avant la chirurgie (évaluation pré-opératoire) ainsi qu'après la chirurgie (suivi post-opératoire). Il devient alors important d'offrir aux cliniciens les outils nécessaires afin de faire ce suivi lors de la visite du patient. Ainsi, un des apports innovateurs du projet est de proposer de nouvelles méthodes de reconnaissance de formes et de primitives anatomiques. Ces nouvelles techniques proposées pourront aussi améliorer la reproductibilité et la précision des processus de calibrage et de reconstruction 3D, en plus de réduire significativement le temps requis. D'autres contributions proviennent de nouveaux outils et méthodes proposés dans le cadre de ce projet qui permettent l'auto-calibrage dans un contexte clinique standard. Conséquemment, une étude rétrospective appliquant cette technique d'auto-calibrage a permis de contribuer au niveau de l'avancement des connaissances de la communauté orthopédique quant à la démonstration concrète de l'évolution de la correction 3D des instruments chirurgicaux, une première dans le domaine.

1.3 Organisation de la thèse

Cette thèse est organisée en dix chapitres. À la suite de cette introduction, le Chapitre 2 présente une revue complète portant sur la scoliose idiopathique et des applications 3D dans le traitement de cette pathologie. Une revue complète des différents sujets couverts dans cette thèse sera ensuite présentée, en débutant par les filtres de rehaussement proposés dans le domaine de l'imagerie médicale. Une présentation des approches de segmentation sera par la suite offerte. Ces méthodes sont divisées en trois différentes catégories: 1) Analyse 2D des images; 2) Connaissances *a priori*; 3) Imagerie 3D et modèles intégrés. Par la suite, une description des différentes techniques de calibrage d'un système d'acquisition, c'est à dire les techniques linéaires et non-linéaires incluant l'auto-calibrage, sera présentée. Finalement, une revue des approches de reconstruction

3D de structures osseuses par points correspondants, par points non-correspondants, et finalement par contours est présentée.

Le Chapitre 3 se penche sur la problématique de cette thèse, les hypothèses et sur le cadre méthodologique du projet. Une description détaillée des quatre objectifs spécifiques liés aux publications d'articles de revue et de conférence sera présentée. Les quatrièmes, cinquièmes, sixièmes, septièmes et huitièmes chapitres portent sur le développement des aspects méthodologiques du projet sous la forme d'articles.

Le Chapitre 4 présente le premier article intitulé « Three-Dimensional Reconstruction of the Scoliotic Spine and Pelvis from Uncalibrated Biplanar X-ray Images » et publié par la revue « Journal of Spinal Disorders and Techniques ». Cet article présente une la première étude sur l'auto-calibrage à partir de repères. Grâce à une validation clinique comprenant 60 sujets scoliotiques, l'étude démontre le potentiel d'une telle approche pour des reconstructions 3D provenant d'images non-calibrées.

Le Chapitre 5 présente le deuxième article intitulé « A Versatile 3D Reconstruction System of the Spine and Pelvis for Clinical Assessment of Spinal Deformitites » et publié par la revue « Medical and Biological Engineering and Computing ». Un système versatile pour la reconstruction 3D à partir d'images non-calibrées est alors présentée en proposant un objet de petite taille permettant d'estimer une approximation initiale de la configuration radiographique.

Le Chapitre 6 présente le troisième article intitulé « A Three-Dimensional Retrospective Analysis of the Evolution of Spinal Instrumentation for the Correction of Adolescent Idiopathic Scoliosis » et accepté par la revue « European Spine Journal ». Cet article présente une étude rétrospective appliquant la nouvelle technique de reconstruction 3D, et démontrant la progression 3D des générations d'instrumentations chirurgicales pour la correction de la SIA.

Le Chapitre 7 présente une étude préliminaire proposant une technique automatique pour l'auto-calibrage d'un système d'acquisition radiographique en clinique de scoliose. L'approche propose une segmentation du corps vertébral sur les vues biplanaires afin d'exploiter les propriétés de torsion géométrique et d'une reconstruction par contenu visuel. La mise en correspondance permet une meilleure optimisation des paramètres géométriques.

Le Chapitre 8 présente le quatrième et dernier article intitulé « Personalized 3D Reconstruction of the Scoliotic Spine from Hybrid Statistical and X-Ray Image-Based Models », soumis à la revue « IEEE Transactions on Medical Imaging ». L'article présente une approche automatique et personnalisée pour la reconstruction 3D du rachis scoliotique, en proposant une modélisation statistique d'une population scoliotique raffinée par des critères sur les images.

Le Chapitre 9 présente la discussion de ce travail par une récapitulation de la motivation première de cette thèse, des objectifs atteints, ainsi que des retombées qu'apporte ce projet dans la communauté scientifique et orthopédique. Une critique rigoureuse des différents aspects méthodologique et des résultats obtenus lors des travaux effectuées est offert au lecteur afin d'offrir un portrait objectif du travail.

Le Chapitre 10 conclue cette thèse avec une synthèse des travaux qui ont été accomplis, une revue des objectifs qui ont été atteint ainsi que de la vérification des hypothèses de recherche qui ont été posées dans ce travail. Une liste de recommandation et de perspectives basées sur les limites des méthodes présentées lors de la discussion est offerte afin d'améliorer les techniques apportées dans cette thèse.

Chapitre 2

Revue des connaissances

Ce chapitre se concentre sur la revue des connaissances au niveau clinique de la Scoliose Idiopathique Adolescente (SIA), et au niveau technique, incluant les différentes techniques de reconstruction 3D et de reconnaissance de formes. Ce chapitre est organisé en sept grandes sections, soit : l'anatomie de la colonne vertébrale (Section 2.1), la scoliose idiopathique incluant l'application des modèles 3D au traitement des déformations scoliotiques (Section 2.2), l'évolution des systèmes de reconstruction 3D (Section 2.3), les filtres de rehaussement d'images (Section 2.4), une catégorisation des techniques de segmentation et de reconnaissance de formes en imagerie médicale (Section 2.5), le calibrage des systèmes d'imagerie (Section 2.6) et finalement une section sur les méthodes de reconstruction 3D qui permettent de générer un modèle personnalisé d'une structure osseuse d'un patient (Section 2.7).

2.1 La colonne vertébrale

La colonne vertébrale est une structure complexe du système musculo-squelettique de l'anatomie humaine et permet un support de l'ensemble du corps, tout en permettant une flexibilité et une mobilité du mouvement dans plusieurs directions. Dans le plan coronal,

la colonne vertébrale est généralement symétrique, centrée sur la ligne verticale centrale sacrée (ligne centrale issue du sacrum), mais peut parfois présenter de légères déviations, même dans les cas sains. Dans le plan sagittal, deux courbures sont généralement observées : une courbure située au niveau vertébral lombaire, définie par le terme lordose et une courbure au niveau thoracique, définie par le terme cyphose. Ces courbures lombaire et thoracique permettent de maintenir l'équilibre, de compenser le poids du corps et d'absorber les chocs associés à l'activité physique. La Figure 2.1 présente la colonne vertébrale sous 3 vues différentes.

La colonne vertébrale est généralement composée en cinq régions: sept vertèbres cervicales (niveaux C1 à C7), douze vertèbres thoraciques (niveaux T1 à T12), cinq vertèbres lombaires (niveaux L1 à L5), cinq vertèbres sacrées (niveaux S1 à S5) et le coccyx. Dans le cadre de l'étude des déformations de la colonne, le segment thoracique est divisé en deux segments : proximal thoracique, défini entre T1 et T3, et principal thoracique, défini entre les niveaux vertébraux T3 et T12. En position antérieure, chaque vertèbre présente une forme cylindroïde définie comme étant le corps vertébral et qui est empilé l'un au dessus de l'autre. Chaque corps vertébral est séparé de son voisin par une structure discoïde spongieuse, nommé disque intervertébral, et dont la fonction est d'absorber les chocs lors d'impacts tels un ressort. En position postérieure, la vertèbre présente un arc vertébral cernant la moelle épinière (Figure 2.2).

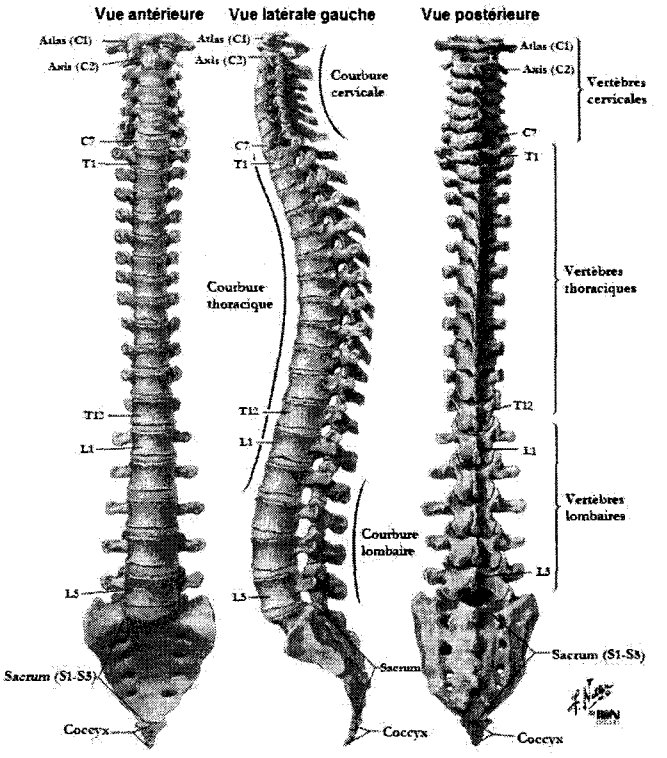


Figure 2.1 : Illustration de la colonne vertébrale en vue antérieure, latérale et postérieure (adaptée de Netter et coll., 1999).

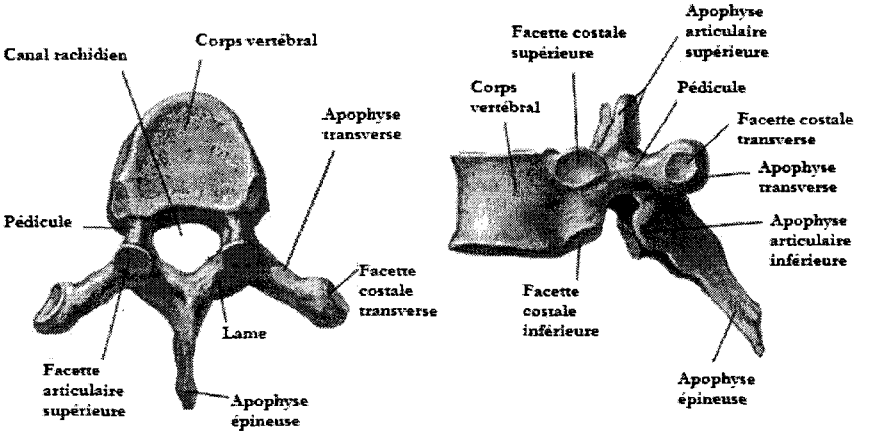


Figure 2.2 : Vertèbre thoracique en vue axiale (à gauche) et en vue latérale (adaptée de Netter et coll., 1999).

2.2 La scoliose idiopathique adolescente

La scoliose est une déformation complexe tridimensionnelle de la colonne vertébrale entraînant une torsion du rachis (colonne vertébrale) et une déformation du thorax, de l'abdomen et des zones paravertébrales (proches du rachis). Plus précisément, elle est décrite par une déviation latérale de la colonne, combinée avec une déformation asymétrique et une rotation axiale des vertèbres, de la cage thoracique et possiblement du bassin. Elle est le plus souvent idiopathique (de cause inconnue), et elle peut compliquer des affections invalidantes (neurologiques ou neuromusculaires) risquant d'aggraver l'handicap.

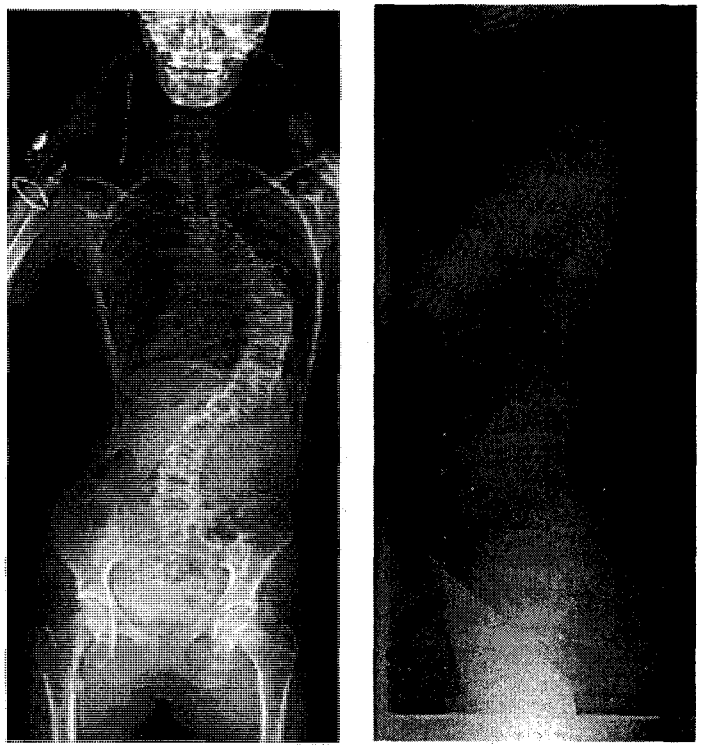
Jean Dubousset en propose la définition suivante : "*Déformation rachidienne consistant en un déplacement relatif progressif d'un élément constitutif (vertèbre) par rapport à son adjacent, se produisant dans les trois plans de l'espace (frontal, sagittal et coronal) sans perte de la continuité ostéoligamentaire et se développant sur tout ou partie de la colonne vertébrale, essentiellement pendant la période de croissance*".

La scoliose idiopathique est la plus fréquente, représentant environ 75% des cas. Les scolioses secondaires telles que les scolioses par malformation congénitale des vertèbres, les scolioses d'origine neuromusculaire, les scolioses dues à des maladies du tissu conjonctif ou des dystrophies osseuses, les scolioses par tumeur neurologique, les scolioses post-chirurgicales ou post-radiothérapie, ne représentent qu'une minorité des cas.

Une des caractéristiques de la scoliose consiste en une déformation structurale évolutive de la colonne dans les trois plans de l'espace :

- plan frontal (vue de face) : l'incurvation mesurée par l'angle de Cobb (Figure 2.3a);

- plan sagittal (vue de profil)x: l'hyperlordose (cambrure), le dos plat, voire le dos creux. La composante sagittale est généralement la première à apparaître (Figure 2.3b);
- plan transversal : la rotation vertébrale qui s'accompagne d'une gibbosité visible à l'examen clinique (Figure 2.3c) ;



(a) (b)



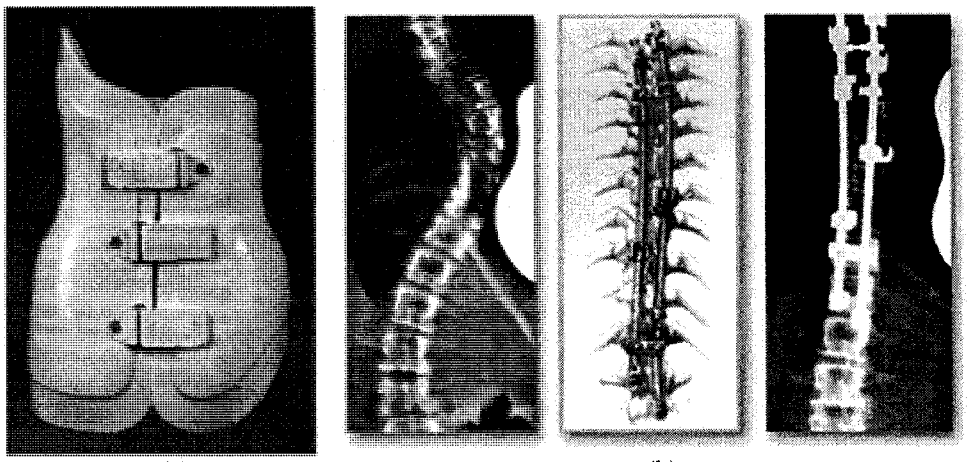
(c)

Figure 2.3 : Images d'un cas scoliotique. (a) Radiographie frontale; (b) Radiographie sagittale; (c) Coupe CT axiale.

2.2.1 Les traitements de la scoliose idiopathique

Un traitement conservateur de la scoliose consiste généralement du port d'une orthèse thoraco-lombo-sacrée (Figure 2.4a) durant la période de croissance des os afin d'appliquer des forces correctrices sur la colonne par l'entremise du tronc, de la cage thoracique et du bassin.

Le traitement chirurgical consiste en la correction des courbes scoliotiques en insérant des tiges de métal qui ont étés pré moulées et sont ancrées sur les vertèbres à l'aide de vis et de crochets (Figure 2.4b). Le processus de fusion des articulations intervertébrales comprises dans les segments instrumentés de la colonne vertébrale permet de rectifier la déformation. Depuis les années 1960, l'instrumentation Harrington fut le système de prédilection chez les chirurgiens en corrigeant en 2D les déformations de la colonne. Au cours des années 80, l'instrumentation Cotrel-Dubousset, offrant une correction en 3D du rachis par une technique de dérotation, fut introduite. Une conscientisation de la communauté de chirurgiens orthopédistes concernant la nature 3D des déformations rachidiennes mena à l'idée de rétablir davantage les courbures sagittales. La correction chirurgicale obtenue avec de telles instrumentations atteint jusqu'à 60-70% dans le plan frontal (Betz et Shufflebarger, 2001) et a été jugée adéquate en 3D (Delorme, Labelle, et Aubin, 2002; Delorme, Labelle, Aubin et coll., 2000; Delorme, Labelle, Poitras et coll., 2000; Papin et coll., 1999). Cependant, malgré le consensus généralisé selon lequel la SIA évolue de manière 3D, les déformations rachidiennes se quantifient généralement à l'aide de radiographies conventionnelles 2D.



(a) (b)

Figure 2.4 : (a) Exemple d'un corset orthopédique; (b) Exemple d'une instrumentation chirurgicale.

2.2.2 L'application des modèles 3D au traitement de la scoliose

Approximativement 20% de toutes les visites de patients dans des facilités médicales à travers le monde concernent des conditions musculo-squelettiques. Aux États-Unis seulement, ces conditions comptent pour plus de 131 millions de visites par année, représentant des coûts de plus de $215 milliards. Les problèmes reliés à la colonne vertébrale, tel que des maux de dos, sont des causes très fréquentes de limitation d'activités physiques chez les jeunes enfants et les personnes âgées. Ils représentent une raison des plus communes pour des consultations médicales, et demeure la plus fréquente des blessures de loisir.

Il existe conséquemment une demande importante de nouveaux outils pour l'évaluation clinique de pathologies musculo-squelettiques, et ce pour plusieurs raisons: 1) améliorer la qualité du diagnostic et du traitement; 2) améliorer la qualité et la quantité de données pour des études cliniques ; 3) proposer des méthodes de classification pour la prise de décision des traitements chirurgicaux ; 4) la reconstruction 3D est un pré requis pour plusieurs autres technologies telles que la chirurgie assistée par ordinateur, le diagnostic assisté par ordinateur ou la simulation de chirurgie. De plus, des études ont

montré que l'évaluation clinique basée sur la reconstruction 3D génère une variabilité inter-observateur extrêmement basse lorsque comparée aux approches traditionnelles (Labelle, Dansereau, Bellefleur, et Jequier, 1995) et donc est une technique généralement plus fiable. Il est alors évident qu'en utilisant un système de reconstruction 3D, les orthopédistes ont accès à des mesures cliniques plus précises, plus fiables ainsi qu'une diversité assez élevée afin d'évaluer des cas et de planifier des traitements, et aura un impact direct sur le traitement du patient. Voici des exemples d'applications exploitant les reconstructions 3D:

- Suivi évolutif des affections rachidiennes au cours de la croissance et du vieillissement du rachis.
- Établissement des bilans pré-opératoires en tenant compte du plan horizontal qui est difficile à comprendre sur les radiographies conventionnelles (vue 3D).
- La surveillance post-opératoire.
- Le contrôle des actions des corsets orthopédiques (Figure 2.5).
- La classification tridimensionnelle des déformations scoliotiques.
- L'estimation et la mesure de la déformation rachidienne de façon beaucoup plus réaliste en évaluant le modèle 3D.
- La mesure de la capacité thoracique et du volume thoracique pouvant permettre grâce à cette mesure simple et peu irradiante d'éviter certains examens par imagerie CT.

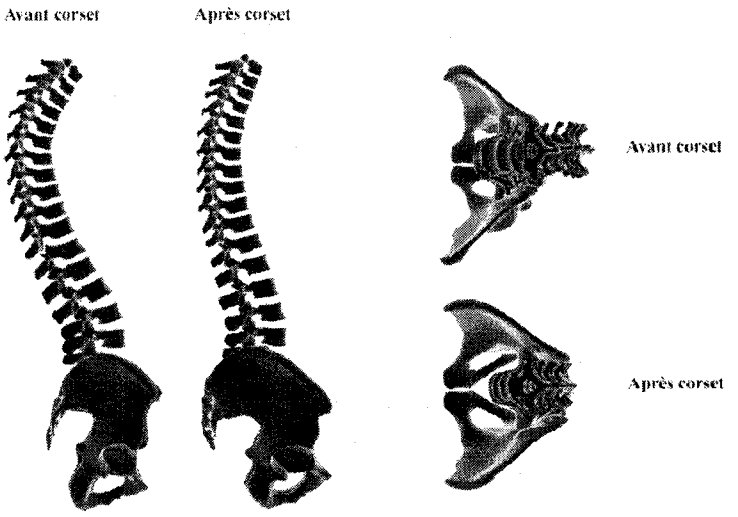
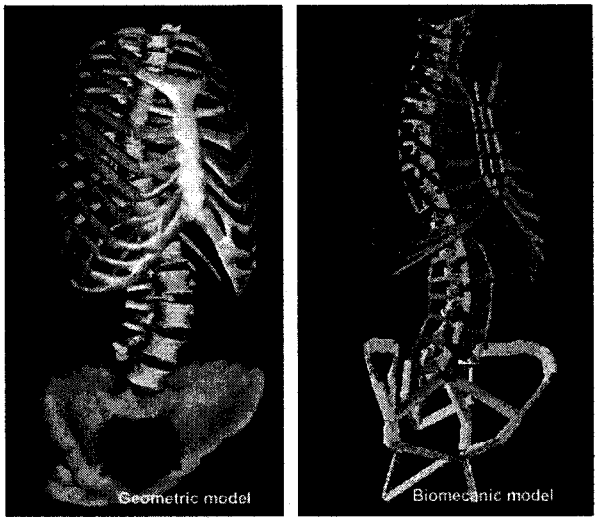


Figure 2.5 : Visualisation du tronc en 3D d'un patient avant et après application d'un corset.

Dans le cas du traitement de la scoliose, des modèles en 3 dimensions ont été utilisés afin de prédire l'issue de la procédure orthopédique telle que pour l'utilisation d'un corset ou d'une technique chirurgicale (Aubin, Dansereau, De Guise, et Labelle, 1996, 1997; Aubin, Dansereau, et Labelle, 1993; Gignac, Aubin, Dansereau, et Labelle, 2000; Gignac, Aubin, Dansereau, Poulin, et Labelle, 1998; Poulin, Aubin, Stokes, Gardner-Morse, et Labelle, 1998). En effet, ces modèles sont extrêmement utiles afin d'entreprendre plusieurs études telles que l'évaluation 3D de l'effet immédiat du traitement avec le corset de Boston, de la comparaison pré et post-opératoire de l'instrumentation de la chirurgie orthopédique et de la progression 3D de la scoliose. Cependant afin que cette prédiction soit cliniquement valide pour chaque patient, des modèles biomécaniques doivent être personnalisés afin de prendre en compte les caractéristiques spécifiques au patient, telle que la géométrie du tronc squelettique (Figure 2.6). Ces modèles géométriques personnalisés ont aussi été utilisés pour des études cliniques afin d'évaluer et de comparer les effets *a posteriori* de traitements différents (Delorme, Labelle, et Aubin, 2002; Delorme, Labelle, Aubin et coll., 2000; Delorme, Labelle, Poitras et coll., 2000; Delorme et coll., 2001; Labelle, Dansereau,

Bellefleur, et Poitras, 1992, 1996; Labelle, Dansereau, Bellefleur, Poitras et coll., 1995; Papin et coll., 1999). D'autres applications qui exploitent ces modèles 3D incluent le diagnostic de la déformation, la planification chirurgicale, les recherches cliniques, et la recherche en biomécanique.



(a) (b)

Figure 2.6 : (a) Reconstruction 3D géométrique d'un tronc humain; (b) Modèle biomécanique déduit à partir du modèle géométrique.

De plus, l'étude en 3D des déformations squelettiques ne se limite pas aux mesures structurales: elles sont aussi utilisées pour l'analyse du mouvement et de la flexibilité. Le test latéral d'inflexion est utilisé fréquemment afin d'évaluer la mobilité de la colonne, qui est considéré comme un paramètre important chez les orthopédistes pour la planification chirurgicale (Ghista et coll., 1988; King, 1988; King, Moe, Bradford, et Winter, 1983; Takeshita et coll., 2006; Vaughan, Winter, et Lonstein, 1996). Le clinicien peut alors évaluer la flexibilité des différents niveaux anatomiques de la colonne vertébrale. Tel que mentionné précédemment, les déformations scoliotiques possèdent des aspects locaux et régionaux ; cependant, les deux types affectent la colonne entière, la cage thoracique et le bassin. Il est établi dans la littérature que l'étude de la mobilité du tronc humain doit considérer au moins les régions thoracique et lombaire de la colonne.

Des études récentes ont démontré que des simulations personnalisées biomécaniques des procédures d'instrumentations de déformations de la colonne requièrent l'évaluation de propriétés mécaniques de la colonne étant donné que la géométrie seule ne suffit pas (Aubin et coll., 2003; Poulin, Aubin, Stokes, Gardner-Morse, et Labelle, 1998; Stokes, Gardner-Morse, Aubin, Poulin, et Labelle, 1999). De plus, des résultats démontrent que la prédiction des corrections chirurgicales pour la scoliose idiopathique est influencée par la flexibilité de la colonne (Aronsson, Stokes, Ronchetti, et Richards, 1996; Petit, Aubin, et Labelle, 2002). Des méthodes pour la personnalisation des modèles par des propriétés mécaniques ont été proposées dans (Ghista et coll., 1988), (Petit, Aubin, et Labelle, 2004; Vanderby, Daniele, Patwardhan, et Bunch, 1986). Le problème spécifique de personnalisation des paramètres biomécaniques en ce qui à trait la mobilité des colonnes scoliotiques par des tests d'inflexion latéraux a été présenté dans (Petit, Aubin, et Labelle, 2004).

En chirurgie orthopédique, on peut être témoin d'une reconnaissance croissante de l'importance de considérer la scoliose comme une déformation tridimensionnelle lorsque viens le temps de choisir l'intervention chirurgicale ainsi que les fixations segmentaires. Cependant, les méthodes traditionnelles pour mesurer et classifier les déformations scoliotiques sont effectuées en deux dimensions (2D) sur des radiographies standard, et ne peuvent offrir qu'une simplification de la vraie déformation 3D de la colonne. En effet, différentes formes de la colonne en 3D peuvent produire des projections 2D similaires (Figure 2.7). La classification de Lenke représente une première vraie tentative vers une classification 3D en incluant la vue sagittale (Lenke et coll., 2001). Poncet (Poncet, Dansereau, et Labelle, 2001) proposa aussi une méthode de classification 3D basée sur des patrons de torsion géométrique afin de caractériser le phénomène 3D de la déformation. L'avènement d'instruments chirurgicaux permettant de corriger la colonne en 3D ne fait que souligner les lacunes des classifications 2D et l'importance d'évaluer adéquatement les différents patrons de courbure scoliotique en 3D.

Il va de soi que la reconstruction 3D personnalisée d'un patient permet une multitude d'applications et d'avenues de recherche, entre autre dans le domaine biomécanique et dans l'évaluation des déformations musculo-squelettiques. Dans la prochaine section, nous présenterons les différentes étapes et approches afin de générer un modèle 3D du tronc osseux d'un patient.

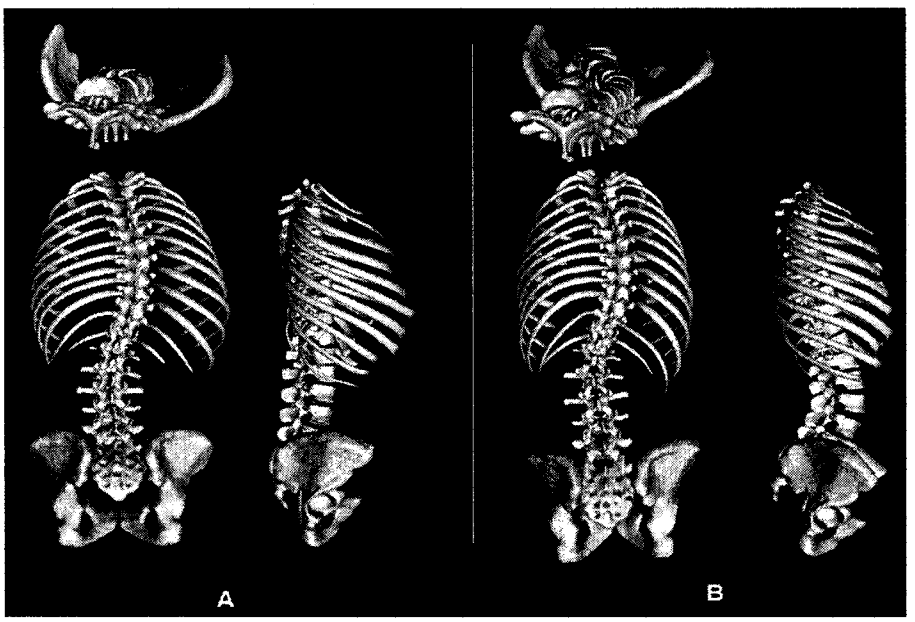


Figure 2.7 : Deux cas scoliotiques avec profils sagittal et axial différents.

2.3 Évolution des systèmes de reconstruction 3D

2.3.1 Les premiers systèmes de reconstruction 3D

Depuis plusieurs années, la recherche dans le domaine biomécanique est devenue un axe important dans le domaine des déformations rachidiennes. L'élaboration de modèles biomécaniques complexes requière une expérimentation clinique rigoureuse, ainsi qu'une évaluation quantitative de la posture et l'analyse du mouvement en trois dimensions. En 1971, Panjabi et White ont illustré l'importance d'étudier la colonne en

trois dimensions, avec 6 dégrées de libertés. Des techniques pour la mesure tridimensionnelle (3D), l'imagerie et la modélisation de la colonne ont été développées depuis (Andre, Dansereau, et Labelle, 1994; Cook, DeSmet, Tarlton, et Fritz, 1981; Dansereau, Beauchamp, et De Guise, 1990; Huynh, Dansereau, et Maurais, 1997; King, Moe, Bradford, et Winter, 1983; Selvik, 1990). Depuis 1992, un système d'imagerie installé au CHU Sainte-Justine permet la reconstruction 3D de structures osseuses à partir d'images radiographiques (Figure 2.8). Le système proposé était basé sur le principe de calibrage du « Direct Linear Transform » (DLT), qui inclut implicitement les paramètres géométriques dans les coefficients des matrices de projections qui sont obtenues linéairement par une inversion de matrice. Grâce à une cage en Plexiglass avec des billes incrustées, la configuration 2D/3D pouvait être déterminée linéairement. Cet outil a été utilisé lors de la visite de plus de 6000 patients pour des fins de recherche, en plus de permettre la mise en place des applications telles que listées précédemment. Le système a aussi été utilisé afin d'améliorer la qualité du diagnostic et des examens de suivi pour des patients atteints de scoliose idiopathique. De plus, le système d'imagerie 3D de la colonne a été une composante essentielle pour de plusieurs autres projets, telle que la personnalisation biomécanique de modèles et la chirurgie assistée par ordinateur.

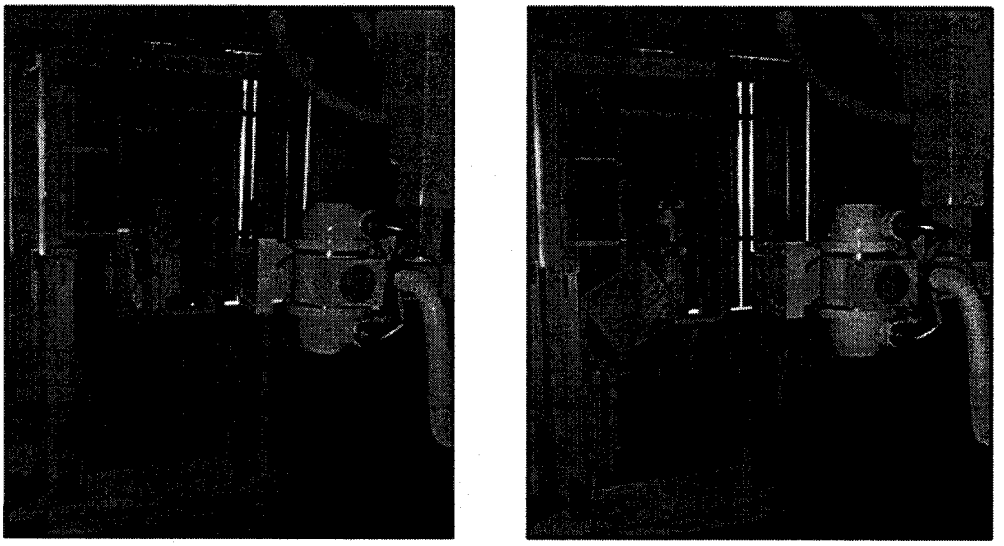


Figure 2.8 : Système de reconstruction 3D installé au CHU Sainte-Justine depuis 1992.

Afin d'alléger la reconstruction 3D de troncs scoliotiques, des algorithmes basés sur la modélisation explicite des matrices de calibrage en utilisant les paramètres géométriques du système radiographique ont été exploités afin de calibrer la scène (Cheriet et coll., 1999; Cheriet, Laporte, Kadoury, Labelle, et Dansereau, 2007). Cependant, le système en usage demandait toujours que le patient soit placé dans un système de positionnement fixe tout en portant un gilet de calibrage lors de l'acquisition radiographique (Figure 2.9), nécessitant encore des images calibrées afin de procéder à la reconstruction 3D du rachis. Étant donné les désavantages du système présentement utilisé au CHU Sainte-Justine, il devenait évident que le système n'était pas adéquatement conçu afin d'être dépolyé dans d'autres cliniques externes qui peuvent utiliser des systèmes radiographiques portables. Le système actuel n'offre pas un accès universel à la technologie qui permet l'évaluation 3D des déformations de la colonne.

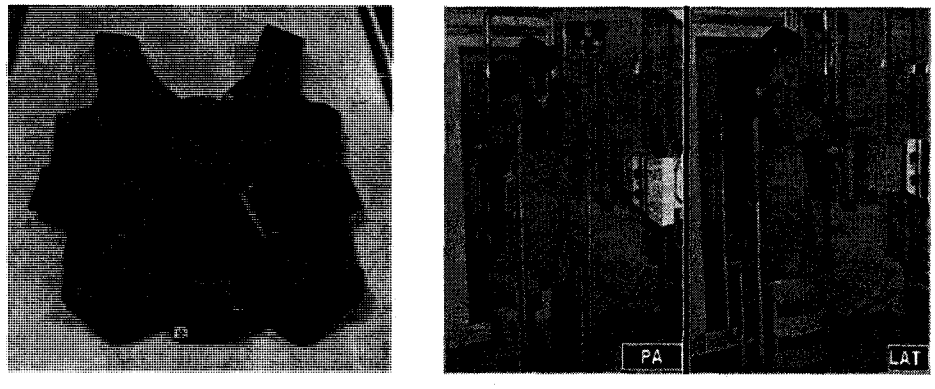


Figure 2.9 : Gilet de calibrage porté par le patient et système de positionnement présentement en usage au CHU Sainte-Justine.

2.3.2 Nouvelle génération de système de reconstruction 3D

La dose d'irradiation infligée au patient par la radiographie conventionnelle est non négligeable et peut induire un risque de cancer et leucémie en cas de répétition de cliché (Rillardon, Campana, Mitton, Skalli, et Feydy, 2005), en plus d'offrir des images de qualité moyenne, un système d'imagerie à basse dose basé sur l'invention de Georges Charpak (prix Nobel de physique 1992 (Charpak, 1981)) et permettant d'obtenir des

radiographies de bonne qualité en économisant considérablement les doses de radiations, a été développé par Georges Charpak et Biospace. Une première évaluation du prototype a été conduite à l'hôpital St-Vincent de Paul à Paris en 1995. Des améliorations au système ont été apportées afin d'augmenter la résolution et diminuer la prise d'images grâce aux nouvelles technologies de détecteurs. L'appareil est utilisé en clinique orthopédique et radiologique menée par J. Dubousset. L'appareil EOS (Figure 2.10) permettant la prise de deux clichés têtes aux pieds à faible irradiation est opérationnel depuis 2003 à l'hôpital Notre-Dame, et depuis 2006 à Sainte-Justine.

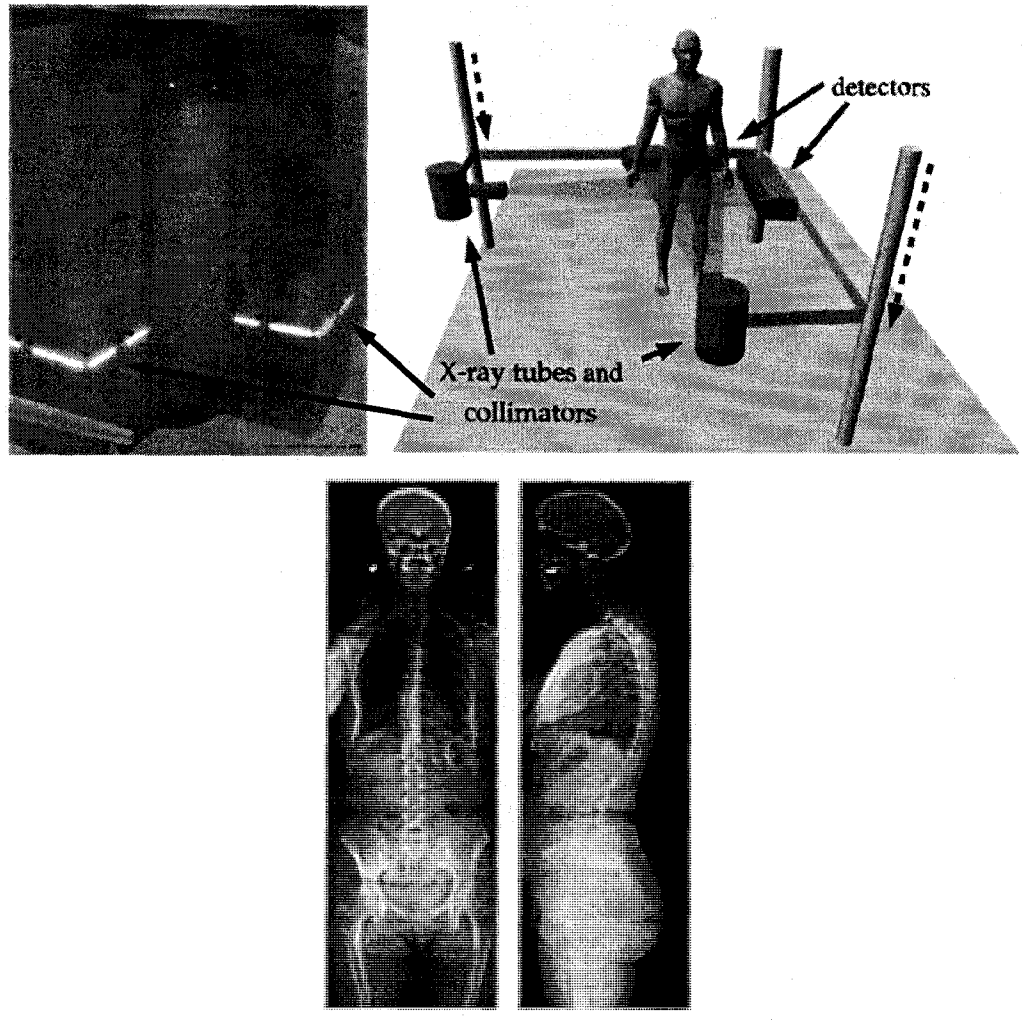


Figure 2.10 : Appareil radiologique EOS permettant la reconstruction 3D de la tête au pied (adaptée de Despres et coll., 2005).

La physique de cette technologie est basée sur les détecteurs linéaires Micromégas selon le principe de la chambre proportionnelle multifils. Ce détecteur de particules à gaz fonctionne avec du Xénon et dispose d'une micro-grille en Nickel qui délimite deux régions : un espace de conversion et un espace d'amplification. Lorsqu'un photon X, après avoir traversé le corps du patient, rencontre un atome de Xénon, un électron est émis. Par un phénomène de multiplication, un million d'électrons atteignent finalement le fil-anode le plus proche. Le détecteur étant linéaire, les images sont obtenues selon la technique de balayage (acquisition de l'image d'un objet tranche par tranche). Cette technologie fut validée pour des évaluations dosimétriques en clinique orthopédique (Dubousset et coll., 2005; Kalifa et coll., 1998), et fut mise à la disposition de plusieurs autres applications telles que pour la reconstruction du fémur distal (Dumas, Aissaoui, Mitton, Skalli, et de Guise, 2005; Le Bras et coll., 2004), pour la comparaison de systèmes d'attaches du genou (Sudhoff, Van Driessche, Laporte, de Guise, et Skalli, 2007) et pour l'évaluation de l'espace intervertébral (Rillardon, Campana, Mitton, Skalli, et Feydy, 2005).

2.4 Filtres de rehaussement d'images

La reconstruction tridimensionnelle de la colonne à partir d'images radiographiques est une procédure qui requière un niveau de précision élevée avec des images de haute qualité afin de pouvoir détecter automatiquement les repères nécessaires pour le calibrage et la reconstruction 3D. Cependant, il existe toujours des caractéristiques dans les systèmes d'imagerie qui diminuent la qualité et la clarté de l'information. Dans l'optique que l'identification des structures osseuses se fait automatiquement, un rehaussement des images devient souvent inévitable. Des effets non négligeables tels que la distorsion géométrique de l'image causée par la chaîne radiographique (Gronenschild, 1997), ou par des rayons dispersés ou déviées sur une plage d'incidences (Kruger) sont quelques exemples de causes de cette détérioration. Ces limites ont tendance à offrir des images bruitées et floues, et donc interfèrent avec la précision

d'identification. Puisque ces défauts sont causés par la dégradation géométrique et spatiale, une amélioration de l'équipement d'imagerie serait peu efficace. En revanche, une amélioration de la qualité visuelle peut être obtenue en diminuant le niveau de bruit appliqué sur les images acquises. Un modèle des phénomènes de dégradation est souvent requis afin d'inverser l'effet de détérioration, et conséquemment récupérer la représentation originale de l'image en utilisant des connaissances *a priori* de la scène. De plus, dans certaines cliniques radiologiques, la protection des patients et du personnel clinique oblige l'utilisation des doses radiographiques plus faibles pour l'acquisition des images (Aach et Kunz, 1996). Ceci résulte en un niveau faible de quanta – souvent entre 10 et 200 quanta par pixel – et dégrade ainsi la qualité des images par un bruit quantique radiographique. Le bruit quantique provient du faisceau radiographique, et peut être filtré par la fonction de transfert du système d'imagerie. Le bruit quantique observé est donc représenté par un spectre passe-bas. De plus, ce type de bruit suit une distribution de Poisson et est donc dépendant de la puissance du signal émit (Aach et Kunz, 1996; Aach, Schiebel, et Spekowius, 1996).

Étant donnée la piètre qualité des images radiographiques, rendant la tâche de détection et d'identification automatique des vertèbres très complexe dans la région thoracique de la colonne, il est inévitable d'instaurer une étape de prétraitement ayant pour but de restaurer les images radiographiques. Ceci permet de rehausser les données d'entrée pour la reconnaissance des repères anatomiques sur les images. Afin d'éliminer toutes structures superflues ainsi que le bruit causé par le système d'acquisition, une multitude de filtres de rehaussement et de restauration ont été proposés dans la littérature. Dans le cas de modalité effectuant l'acquisition d'une seule image (tel que l'imagerie par radiographie), la réduction de bruit est retreinte à une application statique (négligeant les effets de mouvement), et il faut tenir compte du fait que les images contiennent typiquement des structures visuelles importantes, telles que des contours et des lignes qui sont souvent difficiles à percevoir. Conséquemment, la réduction de bruit doit préserver ces lignes et contours tout en éliminant des fluctuations de signal.

À la base des filtres de rehaussement, les filtres linéaires ont recourt à des techniques conventionnelles afin d'améliorer la qualité de l'image. Le filtre médian par exemple est utilisé pour réduire le bruit dans une image, et ressemble quelque peu à un filtre moyen, à la différence que le filtre médian parviendra à mieux conserver les détails dans l'image grâce à une étude des plus proches voisins. Le filtre Laplacien 2D est une mesure isotropique de la 2ième dérivée spatiale de l'image. Le Laplacien de l'image met l'emphase sur les régions de hautes intensités et est donc souvent utilisé pour la détection de contours (détecteurs de contours basés sur le croisement zéro). Le Laplacien est souvent appliqué sur des images qui ont été préalablement filtrées avec une Gaussienne afin de réduire sa sensibilité à l'égard du bruit. Le noyau de convolution LoG 2D centré en zéro avec une Gaussienne d'écart-type σ est illustré à la Figure 2.11 et décrite telle que:

$$LoG(x,y) = -\frac{1}{\pi\sigma^4}\left[1-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}\right]e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \tag{2.1}$$

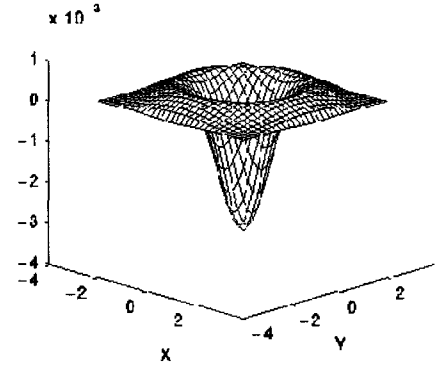


Figure 2.11 : Noyau de convolution Laplacien.

Le rehaussement d'images peut aussi être appliqué dans le domaine fréquentiel. Il s'agit simplement de calculer la transformée de Fourier de l'image qui sera rehaussée, et qui sera multipliée avec le résultat du filtre (plutôt qu'une convolution dans le domaine spatial) afin de prendre la transformée inverse pour produire l'image rehaussée. L'idée

qui est assez intuitive est d'ajouter du flou à l'image en réduisant les composantes à hautes fréquences, ou de rehausser les contours en augmentant l'amplitude des composantes hautes fréquences. D'un autre côté, en terme de coût d'exécution, il est souvent plus efficace d'implémenter ces opérations par des convolutions avec des filtres dans le domaine spatial. Le filtre homomorphique est une technique bien connue dans les méthodes fréquentielles afin de corriger les effets d'illumination :

$$H(u,v) = (g_H - g_L)(1 - N_\sigma(u,v)) + g_L \tag{2.2}$$

où $g_H > 1$ et $g_L < 1$ sont des nombres réels et $N_{\sigma(u,v)}$ est normalisé. Cette technique peut aussi être appliquée sur des images radiographiques en éliminant du bruit, en plus de rehausser le contraste. En revanche, le désavantage majeur de ces filtres linéaires est qu'ils appliquent uniformément la réduction de bruit autant sur les régions bruitées que sur les contours, et n'utilisent aucune mesure de cohérence locale de l'image.

Contrairement aux méthodes décrites précédemment, le filtrage non-linéaire est basé sur des statistiques ou sur des calculs adaptatifs de moyennes locales tel qu'effectué dans la diffusion anisotropique. L'idée d'un filtrage adaptatif est de moduler le niveau de filtrage, c'est à dire de permettre une réduction complète du bruit dans les régions ne contenant aucune structure détectable, et de désactiver cette opération lorsque des contours ou des lignes sont présents. Avec cette approche, le moyennage est localement isotropique. Des recherches ont tenté d'effectuer une réduction du bruit même en présence de structures dans l'image en appliquant localement un filtre anisotropique adaptatif, c'est à dire un moyennage *le long* des contours et lignes. Afin de contrôler un tel type de filtrage adaptatif, non seulement l'amplitude des structures dans l'image doit être estimée, mais aussi son orientation prédominante. Cette information peut être obtenue en calculant les gradients par niveaux de gris de l'image. Comme tout calcul de dérivé, le calcul du gradient est très sensible à l'égard du bruit, et un lissage du gradient est donc nécessaire avant de pouvoir exploiter cette information. Un filtre de

restauration pour des images médicales a été proposé dans (Kunz, Eck, Fillbrandt, et Aach, 2003), et est basé sur une approche à multi-résolution en effectuant un filtrage adaptatif sur une pyramide Laplacienne. Les gradients qui contrôlent la procédure de filtrage sont dérivés à partir des couches plus approximatives de la pyramide Laplacienne qui permet d'obtenir plus facilement un lissage des gradients. Étant donné que les gradients lissés permettent de distinguer entre des structures d'intérêt et du bruit, la taille de la pyramide peut être utilisée afin d'ajouter une réduction du bruit tout en permettant un rehaussement des contours, en sélectionnant une amplification ou une diminution de la bande passante du signal de la pyramide Laplacienne telle que présentée à la Figure 2.12.

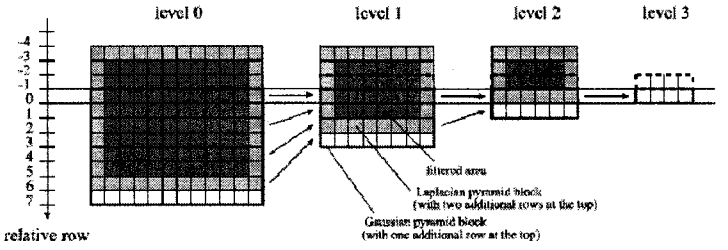


Figure 2.12 : Pyramide de restauration multi-résolution proposée par Kunz et coll.

Depuis la description d'une diffusion anisotropique par Perona et Malik (Perona et Malik, 1990), un effort considérable dans le domaine de la recherche a été dédié à la compréhension et au développement de nouvelles techniques de restauration basées sur des équations à dérivées partielles (EDP), que ce soit pour des images couleurs ou par niveaux de gris. Alvarez et Mazorra (Alvarez et Mazorra, 1994) ont été les premiers à introduire la notion d'un filtre de restauration EDP, en combinant des filtres de chocs avec une diffusion anisotropique :

$$I_t = sign(I_{\eta\eta})|\nabla I| + \tilde{\lambda} I_{\zeta\zeta} \tag{2.3}$$

Hurtut (Hurtut, Cheriet, Joncas, et Dansereau, 2003) a présenté une adaptation de cette méthode par combinaison spécifiquement pour des images couleurs de cicatrices.

Puisque le filtre de diffusion anisotropique proposé par Weickert (Weickert, 1999) et le filtre choc par Remaki et Cheriet (Remaki et Cheriet, 2003) sont tous deux basés sur des EDP, en plus d'utiliser une mesure de cohérence locale, peuvent être combinés dans une même équation. Cependant, très peu d'effort a été consacré à l'application de ces méthodes sur des images médicales telles que des images radiographiques, et des modifications et ajustements qui pourraient être nécessaires.

Un problème particulier dans le filtrage adaptatif ayant pour but la diminution du bruit est la taille du noyau du filtre. Afin de ne pas détruire les détails fins, la taille du noyau doit demeurer assez petite, ce qui diminue sa capacité d'éliminer le bruit basse fréquence. Ce type de bruit est particulièrement important en imagerie radiographique alors que le bruit quantique est largement en basse fréquence.

2.5 Techniques de segmentation

Les méthodes de segmentation dans le domaine de l'imagerie médicale cherchent généralement à innover de nouvelles techniques afin de localiser et isoler des structures ou régions anatomiques (organes, tissus osseux ou mous) sur des images provenant d'une multitude de modalité d'imagerie (CT, IRM, PET, US, RX), et ce dans le but de faciliter des technologies telles que l'assistance chirurgicale, la modélisation et la visualisation d'organes. Ce domaine de recherche fut particulièrement actif au cours des 25 dernières années avec l'avènement de nouvelles modalités d'imagerie (i.e. IRM). Avant de présenter les différentes approches au problème de segmentation de structures osseuses en imagerie par rayons-X, nous procéderons à une revue plus générale des approches de segmentation.

2.5.1 Revue des méthodes de segmentation en imagerie médicale

Plusieurs directions furent empruntées lors des dernières décennies afin de trouver une solution au problème de segmentation en imagerie médicale, allant d'approches

intrinsèquement liées à la modalité d'imagerie jusqu'aux approches dérivées des domaines de traitement d'image et de vision par ordinateur. Ces méthodes peuvent être divisées en trois différentes catégories: 1) Analyse 2D des images; 2) Connaissances *a priori*; 3) Imagerie 3D et modèles intégrés.

Analyse 2D des images

Ces approches à base de reconnaissance de formes sont caractérisées par la détection de contours sur des images radiographiques ou tomographiques (CT) en 2D afin de les grouper et de les connecter ultérieurement par le biais d'une recherche heuristique de contours (Yachida, Ykeda, et Tsuji, 1980). Ces approches incorporent élégamment les avantages des méthodes proposées en recherche de traitement d'image (Martelli, 1976), et peuvent être considérées comme un précurseur aux modèles déformables de contours (Zucker et Hummel, 1981).

Connaissances a priori

Des approches de détection de contours plus astucieuses ont été proposées par la suite afin d'assembler des images de gradient par intensité dans l'enceinte des structures cohérentes. Ces approches sont fondées sur les travaux effectués en imagerie cardiovasculaire, alors que des connaissances physiques des murs ventriculaires ont été incorporées dans des modèles afin de guider la recherche dans l'espace des contours détectés sur des images de médecine nucléaire (Figure 2.13), ainsi qu'en échographie (Duncan, 1987; Han, Lin, Wee, Mintz, et Porembka, 1991; Niemaun et coll., 1985).

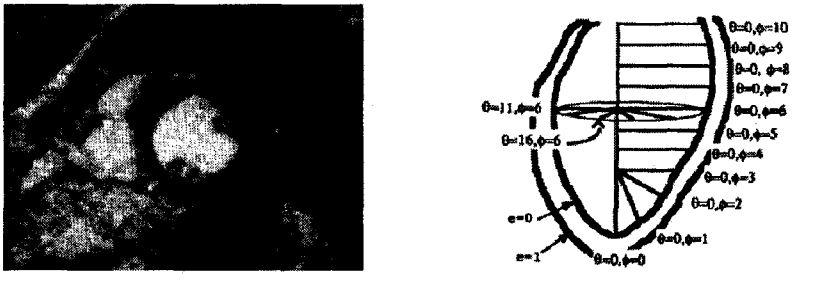


Figure 2.13 : Connaissances physiques des murs ventriculaires incorporées dans des modèles.

Suite à ces travaux les modèles déformables ont été découverts dans ce champ de recherche, et seront ultérieurement adaptés au 3D. L'imagerie IRM a aussi permis de développer des techniques par croissance de régions dans le but de segmenter des structures du cerveau, en utilisant des arbres de décisions (O'Donnell, Gore, et Adams, 1986) ainsi que des stratégies statistiques de groupement (Ortendahl et Carlson, 1987) sur les paramètres intrinsèques de la modalité. La segmentation basée sur la théorie multi-échelle fut aussi proposée par (Koenderinck, 1984) sous le fondement que des domaines alternatifs peuvent être dérivés à partir des hiérarchies d'intensité à multi-échelle afin d'être utilisés pour des données complexes telles que des images médicales. Ces méthodes, combinées avec des primitives, pouvaient être exploitées pour la description de formes lors de l'étape de segmentation.

Imagerie 3D et modèles intégrés

Une des plus grandes percées dans les années 90 fut la découverte de méthodes de détection de contours par des stratégies à base de modèles déformables, plus connues sous le nom de « 3D snakes », qui cherchent à déformer un objet générique 3D basé sur les données volumétriques spécifique d'un patient. La technique de base fut améliorée au cours des années avec l'ajout de séries de points et de formes *a priori* en 3D (Cootes, Taylor, Cooper, et Graham, 1995; Staib et Duncan, 1996), de vecteurs gradients afin de guider la déformation des contours (Xu et Prince, 1997) et d'approches combinées (Szekely, Kelemen, Brechbuhler, et Gerig, 1995). Ces modèles déformables et de contours actifs ont véritablement trouvé leur niche dans le domaine de l'imagerie médicale. Figure 2.14 présente un tel exemple. Alors que ces dernières méthodes sont basées sur la minimisation de fonctions objectives, des alternatives furent proposées en se basant sur les travaux de Osher (Osher et Sethian, 1988), qui utilisent des signaux de propagation représentés par des équations à dérivées partielles et contrôlées par une force de propagation déterminée par l'information des contours de l'image. Ces méthodes jé(Teo, Sapiro, et Wandell, 1997; Zeng, Staib, Schultz, et Duncan, 1998)

furent particulièrement efficaces afin de grouper des régions similaires en intensité sur des images IRM du cerveau (matières grise et blanche).

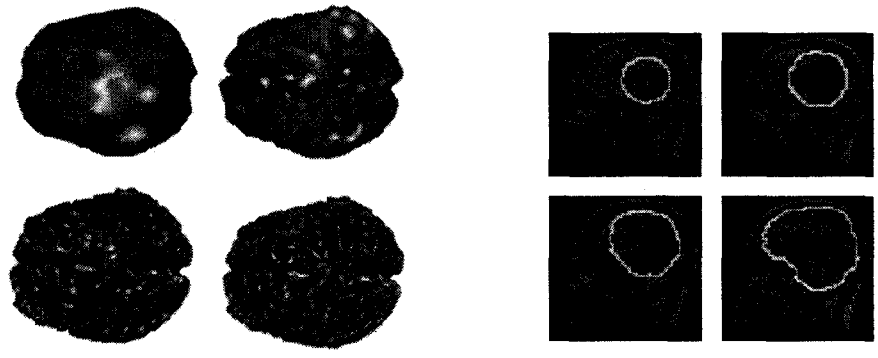


Figure 2.14 : Segmentation 3D du cerveau par modèles déformables basées sur des contours actifs.

Bien que ces méthodes aient démontré des résultats prometteurs, aucun algorithme ne pouvait encore segmenter avec robustesse une variété de structures avec apparences variables, puisque ces dernières techniques sont sensibles envers les paramètres de la modalité ainsi que de son initialisation. D'autres stratégies ont tenté d'intégrer des méthodes à base de contours et d'intensité afin d'augmenter la robustesse envers le bruit, le flou et l'initialisation (Zhu, Lee, et Yuille, 1995). Finalement, une caractéristique commune à la plupart des images médicales est la variation d'intensité due à la distorsion de la modalité. Ce phénomène est visible en RX/CT, mais plus particulièrement en IRM alors que le biais du champ magnétique affecte les algorithmes de segmentation basés sur l'intensité. Des méthodes probabilistes (Expectation-Maximization) (Wells, Grimson, Kikinis, et Jolesz, 1994) et de classification ont alors été proposées afin de corriger ce biais et les inhomogénéités des régions d'intensité. Depuis, la recherche en imagerie médicale se penche vers des modèles statistiques et des techniques d'apprentissage basées sur des atlas afin de guider la segmentation (Cootes, Beeston, Edwards, et Taylor, 1999). La tendance présentement est d'offrir des outils suffisamment précis et robustes pour une utilisation en clinique, et d'incorporer des connaissances biologiques afin de traiter les cas pathologiques et anormaux. Enfin, une

nouvelle lignée de méthodes se distingue par leurs approches intrinsèquement liées à la modalité d'acquisition (i.e. IRM) en exploitant les principes physiques de la technologie. Plus récemment, d'autres méthodologies intéressantes ont été présentées pour la segmentation à partir de modalités 3D. La segmentation par « watershed » (Sijbers et coll., 1997) basée sur l'analogie suivante : inonder une topologie de surfaces, basée sur le gradient de l'image, créera des bassins d'eau représentant les structures segmentées. Cette méthode a montré une avenue prometteuse (Figure 2.15).

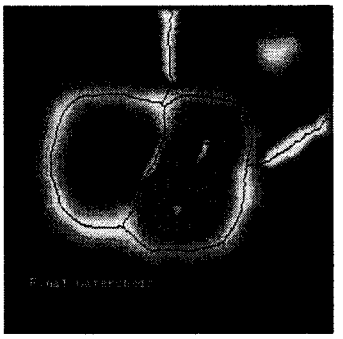


Figure 2.15 : Résultat d'une segmentation par watershed (Sijbers et coll.).

La segmentation par « graph-cuts », proposée par Boykov (Boykov et Jolly, 2001), a aussi démontré un bon potentiel. Cette méthode minimise l'interaction avec l'usager en identifiant uniquement un nœud de l'objet d'intérêt et de l'arrière-plan, et ce afin de construire un graphe qui délimitera les 2 régions tel qu'illustré à la Figure 2.16.

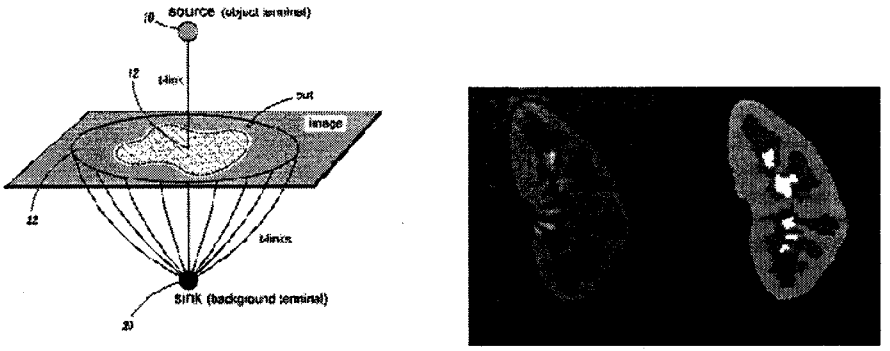


Figure 2.16 : Principe et résultat d'une segmentation par graph-cuts (Boykov et coll.).

La reconnaissance de formes peut se définir comme étant un processus capable de reconnaître, décrire et classifier automatiquement des formes ou des patrons. Pour les images radiographiques, plusieurs techniques de reconnaissance de formes ont été utilisées pour classifier les différentes composantes visibles telles que les structures osseuses. Dans les prochaines sous-sections, nous présentons une catégorisation des différentes tentatives de reconnaissance de structures osseuses sur les radiographies.

2.5.2 Reconnaissance par recalage de modèles (« Template matching »)

Plusieurs approches basées sur des techniques de corrélation ont été proposées afin de détecter des vertèbres pour une multitude d'applications. Simonis et al. (Simonis et Allen, 1993) ont utilisé une méthode de reconnaissance par patrons (« template matching ») où le corps vertébral complet est utilisé comme modèle « template ». Muggleton et Allen (Muggleton et Allen, 1997) ont amélioré la méthode en utilisant des patrons en formes d'anneaux qui contiennent les bordures des vertèbres. Cardan et Allen (Cardan et Allen, 2000) ont proposé un algorithme à base de pixels afin d'augmenter le temps d'exécution. Cependant, cette méthode par « template matching » est grandement désavantagée lorsque des effets de rotations planaire ou des phénomènes d'occlusions surviennent. D'autres techniques en vision par ordinateur ont aussi été appliquées pour tenter d'extraire les vertèbres des images, et ont démontré la capacité d'améliorer la qualité de détection des repères. Cependant, la performance de ces techniques est intrinsèquement liée à la qualité des images, et les méthodes deviennent alors peu fiables. De plus, les méthodes à base de sous-pixels sont extrêmement coûteuses en termes d'exécution CPU.

2.5.3 Approches à partir de primitives géométriques (« Feature-based »)

Étant donné le manque de fiabilité et le coût d'exécution élevé des méthodes par « template matching », une autre catégorie d'approches basées sur la détection de primitives a été adoptée dans le domaine de la recherche. Les primitives peuvent être

représentées par un coin ou par la forme, et sont détectées sur les images afin que leurs correspondances soient extraites des images. Smyth et coll. (Smyth, Taylor, et Adams, 1997) ont utilisé des « Active Shape Modes » (ASM), qui sont en fait générés par une analyse des composantes principales (PCA). Ceci améliore la robustesse en utilisant des contraintes de formes, mais requière des données d'apprentissage avant l'implémentation. Brejl et coll. (Brejl et Sonka, 2000) ont proposé une méthode de segmentation automatique des vertèbres sur des images IRM, cependant cette approche demande aussi des données d'apprentissage. De plus, les ASM requièrent qu'un usager initialise l'exécution en identifiant des points proches des repères vertébraux afin de détecter correctement les primitives. Finalement, dans plusieurs cas, le contour du corps vertébral et des plateaux est souvent dégradé ou offre un contraste très faible par l'interférence des rayons avec d'autres organes. Dans une telle situation, les contours actifs peuvent s'aligner sur des contours sans intérêts et ainsi fausser la segmentation.

Des méthodes proposées récemment incorporent élégamment l'apparence et la forme globale de l'objet, mais ne peuvent s'adresser à la variation de l'apparence locale et dépendent d'une estimation d'une distribution Gaussienne en niveaux de gris. De plus, une initialisation proche de la solution optimale est toujours requise. Les auteurs dans (de Bruijne et Nielsen, 2004) ont proposé une méthode d'inférence de forme basée sur une classification par pixels, afin que les variations d'intensité linéaire et non-linéaire soient traitées naturellement, alors que le modèle global de la forme est assuré avec une segmentation consistante. Les erreurs de segmentation sont en dessous de 2 mm dans 88 cas sur un total de 91, avec une erreur moyenne de 1,4 mm. Il a été montré aussi que la transformée de Hough (HT) peut être utilisée efficacement pour ce problème. Zheng (Yalin, Nixon, et Allen, 2004) a utilisé des descripteurs de Fourier afin de décrire la forme d'une vertèbre. Cette description est incorporée à l'intérieur de l'algorithme HT qui détermine les paramètres des transformations affines, i.e., facteur d'échelle, rotation et position du centre. Cette méthode a été appliquée sur des images d'un modèle de calibrage ainsi que sur des images de séquences fluoroscopiques de vertèbres lombaires

de la colonne tel que présenté à la Figure 2.17. Les résultats présentés sont prometteurs et démontrent un potentiel pour l'extraction d'objet. Dans (Howe, Gururajan, Sari-Sarraf, et Long, 2004), les auteurs ont décrit une méthode semi-automatique de segmentation pour une application sur des images cervicales (Figure 2.18) et lombaires. La méthode comprend trois étapes : la première partant d'une segmentation approximative à plus raffinée en utilisant la transformée de Hough généralisée, offrant une approximation initiale de la position des vertèbres et de leurs orientations, suivi de deux étapes basées sur les « Active Appearance Models » afin de raffiner la segmentation. La technique de segmentation proposée génère des erreurs de segmentation en dessous de 4 mm pour 68% des images radiographiques lombaires.

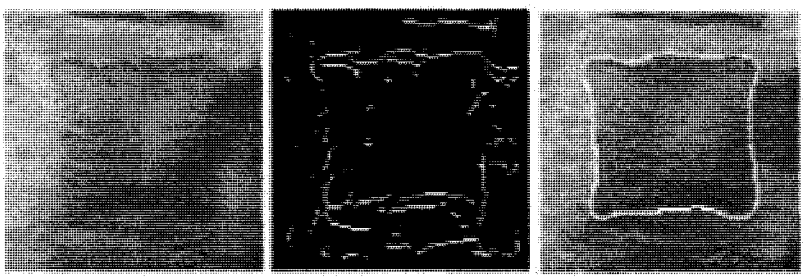


Figure 2.17 : Segmentation de vertèbres lombaires selon la technique de Zheng.

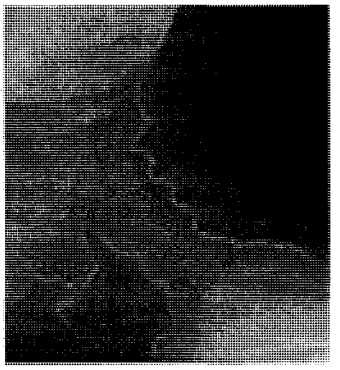


Figure 2.18 : Détection du corps cervical par la méthode de Howe et coll.

Une autre catégorie de méthodes pour la détection de la colonne et des vertèbres se base sur des approches de « dynamic programming ». Wei (Guo-Qing, JianZhong, et

Schramm, 2001) a proposé une méthode qui fusionne la détection de deux courbes afin de former une procédure duel de « dynamic programming », dans le but de renforcer les relations spatiales entre les deux courbes. Bien que cette approche démontre des résultats prometteurs en encodant des connaissances *a priori* dans la procédure de détection, elles supposent que toutes les courbes soient identifiables sur les images. Deschênes (Deschenes et coll., 2003) proposa une technique multi-résolution dans le but de segmenter le corps vertébral en se basant sur des *wavelets* et un modèle générique (Figure 2.19) afin d'extraire les descripteurs les plus significatifs de l'image.

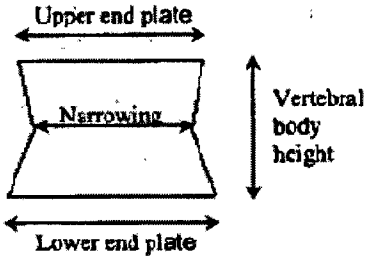


Figure 2.19 : Modèle générique d'un corps vertébral proposé par Deschenes et coll.

En effet, un désavantage majeur de toutes ces méthodes à base de détection de primitives est qu'elles supposent que le contraste dans l'image est élevé et que les primitives peuvent être détectées facilement. Malheureusement, ceci n'est pas le cas dans la plupart des images radiographiques, et donc les contours ainsi que les « features » doivent être rehaussés et raffinés manuellement avant de procéder à la localisation des primitives. Dans (Shu-Fai et Kwan-Yee, 2004), une méthode de rehaussement d'images a été introduite afin d'éliminer les suppositions de contraste élevé et que les vertèbres peuvent être extraites avec moins d'interactions par l'usager. Cependant, cette méthode requière toujours à l'usager d'indiquer la position approximative des vertèbres en utilisant des contours actifs, et utilise un algorithme de rehaussement très rudimentaire qui ne prend pas en considération le niveau de cohérence local dans le contenu des images.

2.5.4 Recalage 2D/3D et approches statistiques

Les modèles de formes statistiques, et plus particulièrement les méthodes de recalage, ont reçu beaucoup d'attention au cours des dernières années pour la reconstruction 3D de la colonne vertébrale. Une panoplie de méthodes a été proposée dans la dernière décennie pour le recalage du domaine de l'image au domaine physique (patient). Ces méthodes peuvent être classifiées à base de points, à base de surfaces et à base d'images. Hamadeh et coll. (Hamadeh et Cinquin, 1997) proposa une solution basée sur un recalage 3D/deux-dimensions (2D) avec des modèles 3D surfaciques obtenus par des acquisitions CT, sur des images radiographiques 2D. La méthode en tant que telle peut être utile mais le système est très complexe et requière énormément de temps.

Lavallée et coll. (Lavallee, Szeliski, et Brunie, 1993) ont décrit un algorithme qui minimise les distances 3D entre les rayons (correspondants aux points sur les contours) et le point le plus proche sur la surface de l'objet. Une carte de distances 3D contenant les distances de tous les points du voisinage de l'objet au point le plus proche sur la surface est alors calculée. Les méthodes statistiques se basant sur des connaissances *a priori* de la forme géométrique des objets d'intérêts aident en effet à mieux cerner les contraintes pour le problème de reconstruction. Dans (Fleute et Lavallee, 1999), les auteurs proposent une méthode permettant de reconstruire un modèle géométrique 3D du fémur à partir de quelques projections radiographiques orthogonales. Les auteurs appliquent des modèles de distribution de points (PDM) afin de reconstruire un modèle géométrique représentant des formes moyennes. Zheng (Zheng, 2006) a présenté une technique similaire pour la reconstruction 3D de structures osseuses tel que le fémur, en utilisant des PDM qui combine une approche de morphage régularisée avec un modèle déformable. Cette approche image à modèle utilise directement les contours détectés sur les images 2D avec le contour apparent du modèle 3D. Benameur (Benameur et coll., 2003a) a aussi proposé une méthode de recalage 3D/2D pour des vertèbres de colonnes scoliotiques, en utilisant deux vues radiographiques conventionnelles (postéro-anterieur

et latérale), et des connaissance *a priori* de la forme globale de la structure géométrique de chaque vertèbres. Cette connaissance géométrique est représentée par des modèles statistiques déformables qui intègrent une série de déformations permissibles, et exprimés par les premiers modes de variations de l'expansion Karhunen-Loeve. La Figure 2.20 présente cette approche. Celles-ci représentent les déformations pathologiques observées dans une population représentative de vertèbres provenant d'une cohorte de patients scoliotiques. Cette méthode ajuste les projections de ce modèle déformable sur les vertèbres correspondantes des deux vues radiographiques à l'aide d'une segmentation préliminaire des contours. Le recalage de la colonne au complet est effectué vertèbre par vertèbre. L'erreur moyenne est de 1,46 mm pour les vertèbres lombaires et de 1,30 mm pour les vertèbres thoraciques. Cette méthode par l'approche statistique fut améliorée par l'ajout d'un modèle probabiliste en exploitant le gradient de l'image (Benameur, Mignotte, Labelle, et De Guise, 2005). Cependant, ces méthodes proposées sont basées sur des images radiographiques calibrées au préalable, demandant ainsi qu'un système de calibrage radiographique soit utilisé. Cet aspect peut ainsi induire un niveau d'erreur encore plus élevé, générant des modèles 3D avec des erreurs de 5,35mm pour les vertèbres lombaire et de 4,64 mm pour les vertèbres thoraciques. De plus, ces méthodes ne peuvent détecter précisément des repères anatomiques ponctuels, mais uniquement les formes des vertèbres.

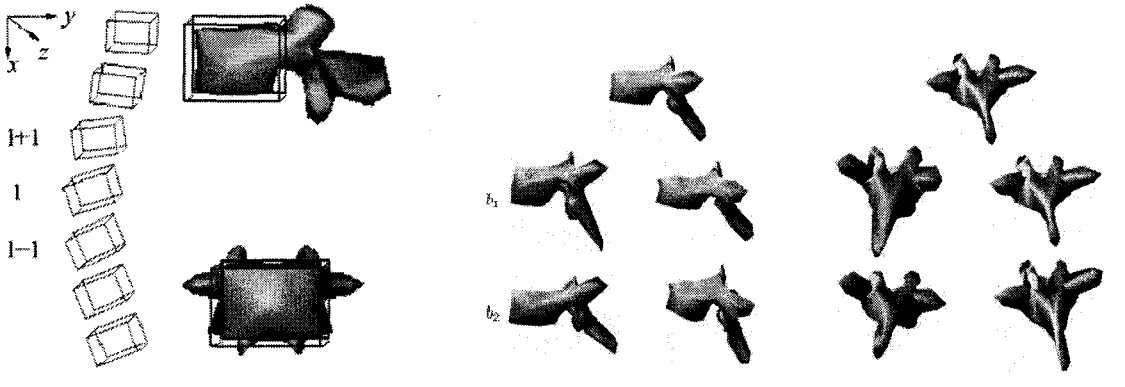


Figure 2.20 : Approche hiérarchique proposée par Benameur et coll. exprimant les premiers modes de la PCA de vertèbres isolées.

Boisvert (Boisvert, Pennec, Ayache, Labelle, et Cheriet, 2006) proposa une méthode qui exprime la colonne par une série de transformations rigides qui superpose les systèmes de coordonnées locales des vertèbres avoisinantes en exploitant les propriétés de la géométrie Rémanière. Les moyennes de Fréchet et une valeur de covariance généralisée calculée à partir des données exponentielles des moyennes ont été utilisées afin de calculer les statistiques de variabilité de chaque transformation intervertébrale d'un groupe de patients scoliotiques afin de récupérer la position des repères.

Tomazevic (Tomazevic, Likar, et Pernus, 2005; Tomazevic, Likar, Slivnik, et Pernus, 2003) présenta une autre approche afin de recaler des images tridimensionnelles provenant d'images tomographiques ou de résonance magnétique sur une ou plusieurs images radiographiques en 2D. La méthode de recalage est basée uniquement sur l'information offerte sur les images 2D et 3D. Elle ne requière aucun marqueur de contrôle, de segmentation d'images radiographiques, ou de constructions coûteuses en terme de temps d'exécution à partir de radiographies reconstruites numériquement. L'originalité de cette approche vient du fait qu'elle utilise les normales des surfaces des os, qui ont été définies au préalable à partir des données 3D provenant du CT ou de l'IRM, et des gradients des images radiographiques intraopératoire aux positions définies par la source à rayons-X et des points sur la surface 3D. Le recalage cherche à trouver la transformation rigide d'un volume CT ou IRM, qui procure la meilleure correspondance entre les normales de surfaces et les gradients rétroprojetés, en considérant leurs amplitudes et leurs orientations. Livyatan (Livyatan, Yaniv, et Joskowicz, 2003) proposa une méthode similaire pour le recalage rigide de modèles CT sur des images fluoroscopiques en utilisant l'information de correspondance du gradient des images avec les contours 3D (Figure 2.21).



Figure 2.21 : Illustration de la méthode de recalage 3D/2D proposée par Livyatan et coll.

Dans (Novosad, Cheriet, Petit, et Labelle, 2004), les auteurs ont pour leur part travaillé sur une technique de reconstruction 3D fait à partir d'une technique de recalage 3D/2D explicite en se basant aussi sur la technique « iterative closest point » (ICP). Dans ce cas, les données de départ de ce type de recalage sont des modèles pré-opératoires du patient pour lequelles un ensemble de points (repères anatomiques) sont connus ainsi qu'une image radiographique calibrée sur laquelle les points d'un objet de calibrage sont déterminés. Les auteurs tentent de minimiser une fonction objective mettant en relation la position des repères en 2D et celle de ces mêmes repères en 3D en fonction des paramètres géométriques de translation et de rotation existant entre les coordonnées 3D et 2D de l'image. Ils ajoutent ensuite une contrainte d'alignement pour contraindre les positions en direction sagittale telle qu'illustré à la Figure 2.22. Les résultats obtenus démontrent que la technique offre une bonne précision. Cette technique peut être exploitée afin de donner l'information disponible dans un contexte per-opératoire à partir du modèle 3D obtenu en évaluation pré-opératoire.

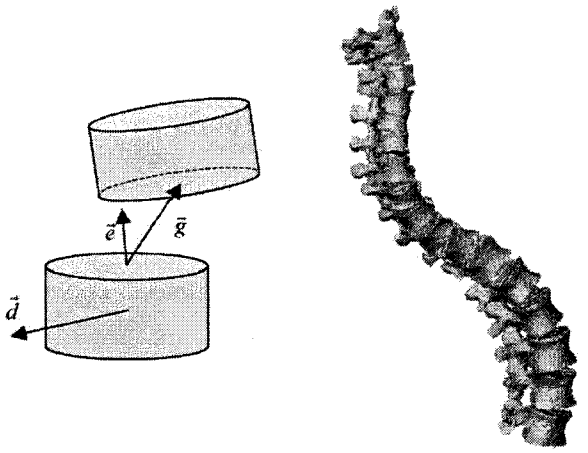


Figure 2.22 : Contraintes d'alignements pour la reconstruction d'une seule vue (Novosad et coll.).

Un désavantage majeur avec la plupart de ces méthodes vient du fait que des données *a priori* doivent provenir d'une acquisition tomographique à haute résolution de toute la colonne. Cependant, des scans complet de la colonne par CT ne sont pas effectués en cliniques de routine pour les observations des pathologies musculo-squelettiques puisque cette pratique expose le patient à une dose de radiation supplémentaire. Pour éviter d'utiliser des données CT, une autre approche basée sur des modèles statistiques a été proposée par Vaiton (Vaiton, Dansereau, Grimard, Beausejour, et Labelle, 2004), alors que des modèles de prédiction statistiques 2D ont été construits à partir d'une base de données de 791 patients reconstruits en 3D, permettant ainsi d'estimer les coordonnées 2D de six repères anatomiques sur les vertèbres (plateaux et pédicules). Bien que les expériences aient démontré des résultats encourageants (3,5 mm pour les plateaux, et 5,0 mm pour les pédicules), l'usager doit premièrement identifier la courbe scoliotique sur les radiographies frontale et latérale. La méthode dépend donc de la qualité de l'indentification de cette courbe qui est intrinsèquement liée aux imprécisions manuelles.

En résumé, les méthodes « template matching » sont peu fréquemment utilisées par leur sensibilité envers des phénomènes tel que l'occlusion et le bruit dans des images. Par ailleurs, les méthodes « feature-based » ont démontré des qualités intéressantes et des

résultats prometteurs, particulièrement les transformées de Hough qui ont cette capacité à l'égard de structures partiellement cachées et au bruit. Cependant, il est évident qu'utiliser un filtre de rehaussement ou de restauration est inévitable, et que ces méthodes sont très sensibles face à la qualité des images radiographiques. Bien que les méthodes de recalage requièrent des modèles 3D *a priori* acquis par CT ou par IRM, cette approche offre une avenue intéressante en permettant d'intégrer des éléments géométriques additionnels tels que les surfaces et les courbes, facilitant ainsi la modélisation des différents types de déformations, par exemple dans le cas de la scoliose idiopathique. Le Tableau 2.1 présente un résumé des approches représentatives pour la reconnaissance et la reconstruction 3D de vertèbres.

Tableau 2.1 : CATÉGORISATION DES MÉTHODES DE RECONNAISSANCE DE VERTÈBRES.

Approche	Approches Représentative
Recalage de modèle	Corps vertébral au complet (Simonis et coll.) Formes d'anneaux représentant les plateaux (Allen et coll.)
Primitives géométriques - Modèle déformable 2D	Active Shape Model (ASM) (Smyth et coll.) Transformée de Hough (Zheng et coll.)
- Ondelettes	Descripteurs par multi-résolution (Deschenes et coll.)
- Connaissances morphologiques	Dynamic programming (Wei et coll.)
Recalage 2D/3D et modèles statistiques	
- Recalage CT/Fluoro	Alignement par gradients (Hamadeh et coll.)
- Modèle moyen de distances 3D	Reconstruction 3D par Point Distribution Model « PDM » (Fleute et Lavallée)
- Connaissances hierarchique *a priori*	Déformation de modèles par PCA (Benameur et coll.)
- Statistiques rémaniennes	Modèles de variabilité de la colonne (Boisvert et coll.)
- Recalage 3D/RX	Reconstruction 3D par ICP à partir d'une seule vue (Novosad et coll.)

2.6 Les méthodes de calibrage

Le processus de calibrage cherche à représenter la configuration radiographique afin de déterminer la positions des sources de rayons-X ou des droites de sources, des différents plans radios et des différentes matrices de passage des repères images vers le repère global qui pourront être utilisés afin de procéder à la reconstruction 3D.

2.6.1 Techniques de calibrage linéaire

L'algorithme du « Direct Linear Transformation » (DLT) permet d'établir la correspondance 2D/3D par une relation de colinéarité en une forme linéaire simple à 11 paramètres implicites (Abdel-Aziz et Karara, 1971; Marzan, 1976). En connaissant les coordonnées 3D d'un objet de calibrage qui contient au moins 6 repères, avec les coordonnées 2D de cet objet dans le plan image, il est alors possible de déterminer les 11 paramètres implicites (L) tel que:

$$[x + \delta x + \Delta x] = \frac{L_1 X + L_2 Y + L_3 Z + L_4}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1} \tag{2.4}$$

$$[y + \delta y + \Delta y] = \frac{L_5 X + L_6 Y + L_7 Z + L_8}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1} \tag{2.5}$$

où x et y sont des coordonnées dans le plan image 2D et X, Y et Z sont des coordonnées dans la scène 3D. Ces paramètres peuvent par la suite être traduits en paramètres géométriques (explicites). Cette étape de calibrage permet ainsi de calculer les coordonnées d'un point dans un repère global, à partir des coordonnées 2D identifiées dans les images radiologiques d'incidences différentes. Il est à noter cependant que l'objet de calibrage doit entourer la globalité de la zone d'intérêt, car l'erreur d'extrapolation du calibrage en dehors de la zone ciblée devient élevée (Andre,

Dansereau, et Labelle, 1992; L. Chen, Armstrong, et Raftopoulos, 1994; Wood et Marshall, 1986).

L'algorithme du « Cylindrical Linear Transform » (CLT), est un autre type de calibrage linéaire qui est spécifique aux systèmes d'acquisitions par balayage, tel que le système EOS™. En effet, la méthode de calibrage décrite précédemment (DLT) a été adaptée à la technique d'acquisition de système à balayage:

$$[x + \delta x + \Delta x] = \frac{L_1 X + L_2 Y + L_3 Z + L_4}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1} \tag{2.6}$$

$$[y + \delta y + \Delta y] = L_5 X + L_6 Y + L_7 Z + L_8 \tag{2.7}$$

Ceci est dû à la géométrie particulière du faisceau de rayons-X qui est de type éventail (« fan beam ») de ces systèmes, donnant lieu à une projection dite cylindrique. Dans le cas des systèmes « fan beam », la source ponctuelle est finement collimatée de façon à obtenir un étroit faisceau de rayons-X se déplaçant linéairement à vitesse constante. En se déplaçant ainsi, le faisceau de rayons-X génère un plan de coupe orthogonal mobile.

2.6.2 Techniques d'auto-calibrage

Si l'on connait l'angle entre deux vues, que l'on connait approximativement la distance principale entre la source et le film ainsi que l'angle de rotation entre les vues, et que la hauteur de la source par rapport au film est constante, des hypothèses simplificatrices peuvent être faites, permettant ainsi de calculer explicitement les paramètres spatiaux de l'environnement radiographique (Cheriet et coll., 1999; Dumas et coll., 2003). Cette méthode explicite permet de calibrer le volume compris dans un objet de calibrage simplifié, facilitant ainsi la tâche de l'opérateur, et éliminant le besoin d'un objet de calibrage. Cette approche dénommée « auto-calibrage » a été introduite par (O. D. Faugeras, Luong, et Maybank, 1992; Maybank et Faugeras, 1992), et tente de calibrer

un système d'imagerie en déterminant les paramètres géométriques correspondant à la géométrie projective sur une séquence d'images. En procédant de cette manière, l'algorithme d'auto-calibrage fait peu ou aucune supposition sur la structure particulière de la scène qui est visualisée. Dans cette section, nous présentons les différentes catégories de ces techniques proposées dans la littérature et leurs applications dans le domaine de l'imagerie médicale.

Contraintes intrinsèques de la caméra

Des chercheurs oeuvrant à l'extérieur du domaine de l'imagerie médicale (R. I. Hartley, 1997; Trivedi, 1990) ont rapporté les bases d'une technique qui permet d'obtenir la structure d'un objet 3D à partir de deux vues obtenues d'orientations relative arbitraires sans l'usage d'un objet de calibrage. En utilisant des contraintes de base telles que la géométrie épipolaire appliquée sur un minimum de huit paires de points appariées, la matrice fondamentale intégrant la relation entre deux vues d'une même scène peut être déterminée. Lorsque l'orientation relative d'une vue par rapport à une autre est établie, il est alors possible de reconstruire un objet en 3D par des points appariés, mais cette reconstruction est valide jusqu'à un facteur de collinéation, i.e une transformation projective. En fait, Faugeras (O. D. Faugeras, Luong, et Maybank, 1992) a rapporté que la communauté de vision a possiblement mis trop d'effort à tenter d'obtenir à tout prix l'information métrique à partir des images. Dans les applications en robotique par exemple, uniquement l'information relative est nécessaire, et donc l'information métrique devient souvent inutile.

La première méthode d'auto-calibrage fut proposée dans (O. D. Faugeras, Luong, et Maybank, 1992; Maybank et Faugeras, 1992) et basée sur les équations de Kruppa où jusqu'à trois vues d'une même scène étaient disponibles. L'approche fut améliorée au cours des années alors que Luong et Faugeras (Luong et Faugeras, 1997) ont utilisé ces mêmes équations de Kruppa afin d'en faire resortir un système à équations polynomiales du quatrième degré avec cinq inconnues et résolue à l'aide de méthodes numériques.

L'attrait majeur de la technique d'auto-calibrage est qu'elle ne met pas en relation toutes les images dans un même référentiel de projection, mais uniquement un calibrage épipolaire entre deux images. Le désavantage avec la technique est qu'elle nécessite énormément de temps de calcul et qu'il est difficile de prendre en considération l'incertitude associée à l'estimé de la géométrie épipolaire et de toutes connaissances *a priori* des paramètres intrinsèques qui peuvent être disponibles. Des variantes de l'approche dans (Maybank et Faugeras, 1992) furent proposées par Heyden et Astrom (Heyden et Astrom, 1996). Pollefeys et coll. (Pollefeys et Van Gool, 1997; Pollefeys, Van Gool, et Oosterlinck, 1996) ont proposé une méthode qui part d'un calibrage à transformation projective, pour ensuite l'augmenter par une projection homographique afin d'obtenir un calibrage de manière affine et finalement l'améliorer à un calibrage Euclidien. D'autres méthodes telles que proposées par Triggs (Triggs, 1997), Lourakis et Deriche (Lourakis et Deriche, 2000) et Lei et coll. (Cheng, Fuchao, Zhanyi, et Tsui, 2002) se sont plutôt penchées la résolution des équations de Kruppa par des simplifications algébriques, d'approches quadratiques ou par des techniques d'optimisation (Levenberg-Marquardt) (Marquardt, 1963).

Contraintes extrinsèques de la caméra

D'autres chercheurs ont proposé des algorithmes d'auto-calibrage spécifiquement pour des mouvements de caméra restreints, en combinant les contraintes de mouvement avec les contraintes intrinsèques. Dans plusieurs cas, il a été démontré que l'algorithme peut alors être simplifié. Le désavantage est qu'un calibrage métrique ne peut pas être récupéré, mais cette information n'est pas nécessairement obligatoire dépendamment de l'application. Moons et coll. (Moons, Van Gool, Proesmans, et Pauwels, 1996) et Hartley (R. I. Hartley, 1994) ont proposé un algorithme dérivé avec un système linéaire d'équations en préconisant une approche séquentielle. La projection homographique d'un plan à l'infini est obtenue en trouvant le calibrage de manière affine basé sur une translation pure (Moons, Van Gool, Proesmans, et Pauwels, 1996) et une rotation pure (R. I. Hartley, 1994). Armstrong (Armstrong, Zisserman, et Hartley, 1996) a considéré

le cas de l'auto-calibrage où la caméra subit un mouvement planaire. Le mouvement consiste en une translation dans le plan suivi d'une rotation autour de l'axe perpendiculaire au plan. Les auteurs ont alors introduit la relation pôle/polaire entre les points de fuites de l'axe de rotation et la ligne trifocale. Faugeras et coll. (O. Faugeras, Long, et Strum, 2000) ont exploré la relation entre une caméra 2D et une caméra 1D pour découvrir qu'une caméra subissant un mouvement planaire dans une dimension N peut être réduit par une caméra dans la dimension N-1 dans le plan trifocale, simplifiant ainsi la résolution d'équations pour l'auto-calibrage. Finalement, (Lei, Kang, Heung-Yeung, et Xu, 2004) ont analysé les erreurs introduites lorsque les suppositions de la rotation de la caméra ne sont pas respectées. Dans leur cas, les paramètres intrinsèques demeurent inchangés tout au cours de la séquence.

Contraintes de la scène

Plus récemment, des méthodes ont été proposées pour combiner l'auto-calibrage avec des contraintes de scène. Li et coll. (H. Li, Wu, et Hu, 2000) ont présenté une technique d'auto-calibrage qui permettait de calculer les 5 paramètres intrinsèques linéairement en exploitant l'information planaire de la scène alors que la caméra subissait des transformations. Triggs (Triggs, 1998) a développé une technique basée sur des contraintes impliquant la quadratique absolue et les co-linéarités du plan de scène au plan image. Cependant, les co-linéarités ne sont qu'exprimées par rapport à une image de référence afin d'auto-calibrer le système et la méthode devient donc instable à l'égard des imprécisions détectées sur l'image de référence. Malis et Cipolla (Malis et Cipolla, 2002) ont proposé d'imposer des contraintes entre les différentes co-linéarités afin de résoudre ce problème en utilisant une méthode itérative différente. En effet dans ce cas, ce n'est pas qu'une seule image mais une pondération par un moyennage de l'incertitude sur tous les plans images qui est proposée. Sturm et Maybank (Sturm et Maybank, 1999) ainsi que Zhang (Zhang, 2000) ont chacun p roposé d'utiliser des patrons planaires dans l'espace 3D afin de calibrer les caméras avec grande précision. La Figure 2.23 illustre un patron utilisé par Zhang et coll.

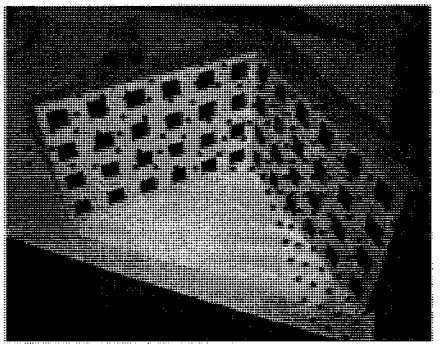


Figure 2.23 : Patrons planaires utilisés pour une calibration de haute précision (Zhang et coll.).

Alors que Sturm et Maybank discutent des problèmes de singularité, Zhang s'attarde sur le calibrage de distorsions radiales. Dans les deux cas, ils requièrent des patrons connus *a priori*. Leibowitz et Zisserman (Liebowitz et Zisserman, 1998) décrivent une technique permettant de rectifier l'information métrique à partir d'images en perspective, en utilisant l'information connue telle que des angles ou des longueurs. Xu et coll. (Gang, Terai, et Heung-Yeung, 2000) proposent un algorithme linéaire afin d'auto-calibrer les caméras, et récupèrent la rotation et les équations planaires à partir des connaissances des matrices homographiques des plans dans l'espace. En utilisant des approximations initiales, le système est optimisé afin de minimiser la différence entre les observations et l'information rétroprojetée. Qiang et coll. (Qiang, Costa, Haralick, et Shapiro, 1999) utilisent des caractéristiques géométriques, telles que des points, des lignes et des ellipses, observées dans la scène afin de déterminer les paramètres de rotation et de translation en résolvant le système linéaire d'équations V décrit par :

$$V = (W'W)^{-1}W'b \tag{2.8}$$

où $W = (M \quad H \quad Q)^T$ représente la matrice intégrant les équations linéaires des points, lignes et cercles respectivement en fonction de la rotation R et de la translation T.

Application à l'imagerie médicale

Dans la pratique clinique, un suivi fiable des changements géométriques dans un système de coordonnée globale est souvent requis (Labelle, Dansereau, Bellefleur, et Poitras, 1996). En fait, la reconstruction 3D dans un système de coordonnée globale permet de déduire une série de mesures cliniques pour des fins d'évaluations comparatives de la morphologie et du fonctionnement des organes d'intérêt. D'un autre coté, il a été montré dans (Chatterjee, Roychowdhury, et Chong, 1997; Weng, Ahuja, et Huang, 1993) que les algorithmes linéaires pour le calibrage démontrent une grande sensibilité à l'égard du bruit. Même des petites variations au niveau des pixels peuvent nuire à l'information caractérisée par les contraintes épipolaires, qui est cruciale afin de déterminer la structure 3D dans les méthodes linéaires.

Dans des travaux précédents (Cheriet et Meunier, 1999), les auteurs ont décrit une méthode non-linéaire pour l'auto-calibrage et la reconstruction 3D d'artères coronariennes à partir d'angiographies radiographiques biplanaires sans l'usage d'un objet de calibrage. Cette approche décrivait explicitement la projection perspective à l'aide des paramètres géométriques du système d'imagerie biplanaire, dans le but de dériver des équations non-linéaires qui explicitent la relation d'une structure 3D avec sa projection sur une image planaire. Dans cette application, les auteurs se sont basés sur les mesures enregistrées dans le portique de contrôle du système angiographique afin de choisir une approximation initiale raisonnable pour les paramètres géométriques. Par la suite, un estimé optimal de la géométrie absolue du système d'imagerie radiographique est déterminé par une procédure itérative, qui minimise la distance entre les projections observées et projetées d'une série de points de branchements d'artères identifiée par une procédure automatique sur une paire d'images angiographiques. Une méthode similaire est présentée par Chen (S. J. Chen et Carroll, 2000), alors que les auteurs exploitent d'autres caractéristiques géométriques telles que les tangentes et courbures des artères coronariennes afin de calibrer le système angiographique tel que présenté à la Figure 2.24.

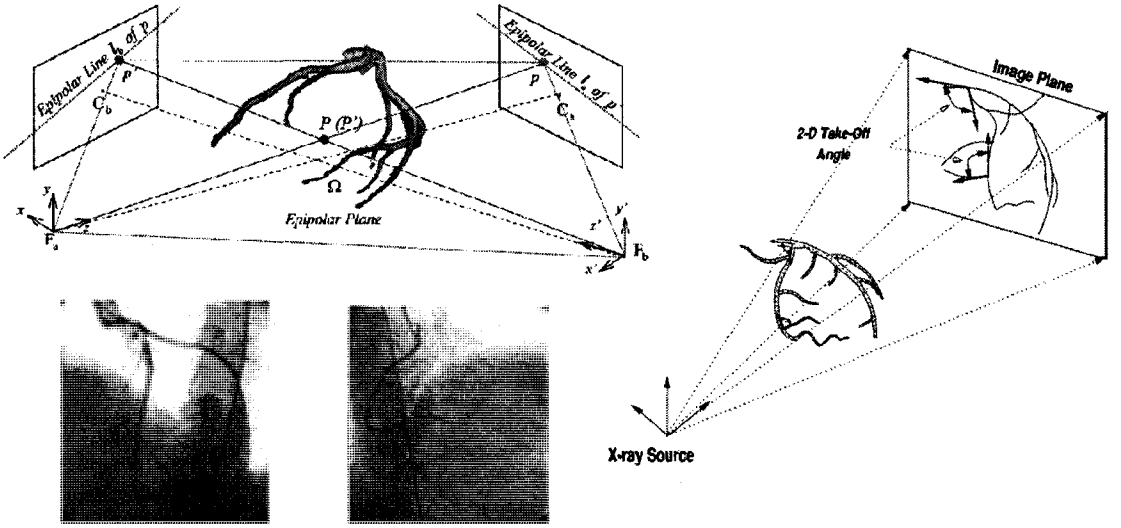


Figure 2.24 : Auto-calibrage d'un système d'angiographie biplanaire (adaptée de Chen et coll.).

Dumas (Dumas et coll., 2003) proposa une méthode de calibrage explicite dans le domaine orthopédique en développant un appareil conçu pour la modélisation géométrique par stéréoradiographie dans un environnement radiologique. Cette méthode requière toutefois l'ajout d'un système de positionnement contraignant dans le contexte clinique.

2.7 Les méthodes de reconstruction 3D

2.7.1 Reconstruction 3D à partir de points correspondants

Plusieurs techniques de reconstruction basées sur l'acquisition radiographique simultanée ont été développées afin d'obtenir des représentations en 3D de la colonne vertébrale et de la cage thoracique pour l'évaluation clinique de la scoliose et pour l'étude des maux de dos (Pearcy et Whittle, 1982). Brown et coll. (Brown, Burstein, Nash, et Schock, 1976) ont utilisé une technique similaire pour la reconstruction de la colonne vertébrale, en positionnant une source à rayons-X pour l'acquisition

séquentielle d'une vue frontale et latérale. Hindmarsh et coll. (Hindmarsh, Larsson, et Mattsson, 1980) ont utilisé deux radiographies antéro-postérieures (0° et incliné de 10°), alors que la position du patient est maintenue grâce à des rubans qui sont accolés sur les épaules et le bassin de ce dernier. Stokes (Stokes, Bigalow, et Moreland, 1987) a développé une technique stéréoradiographique qui comprend une vue postéro-antérieure (PA) et une vue oblique (rotation de 15° au dessus de l'axe de projection). La position du patient est maintenue grâce à des supports ajustables sur les crêtes iliaques et les clavicules. Dansereau et Stokes (Dansereau et Stokes, 1988) ont modifié cette technique afin d'inclure la reconstruction 3D de la cage thoracique. D'autres approches utilisant des vues frontales et latérales (LAT) ont aussi été développées pour la colonne vertébrale (Aubin et coll., 1998; Dansereau, Beauchamp, et De Guise, 1990; Gauvin, Dansereau, Petit, De Guise, et Labelle, 1998). Toutes ces techniques impliquent l'identification et l'appariement de repères anatomiques stéréo-correspondants sur une paire d'images radiographiques, qui sont ensuite reconstruits en 3D en utilisant une des méthodes suivantes par triangulation (Brown, Burstein, Nash, et Schock, 1976; Labelle, Dansereau, Bellefleur, et Poitras, 1996) :

$$\begin{bmatrix} w_i x_i \\ w_i y_i \\ w_i \end{bmatrix} = M_i \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix}_{i=1,2,3} \tag{2.9}$$

où w est le facteur d'échelle pour chaque dimension, x et y sont les positions identifiées sur chacune des trois vues et X, Y et Z sont les positions 3D connues. La Figure 2.25 présente l'acquisition et la configuration radiographique pour la reconstruction 3D.

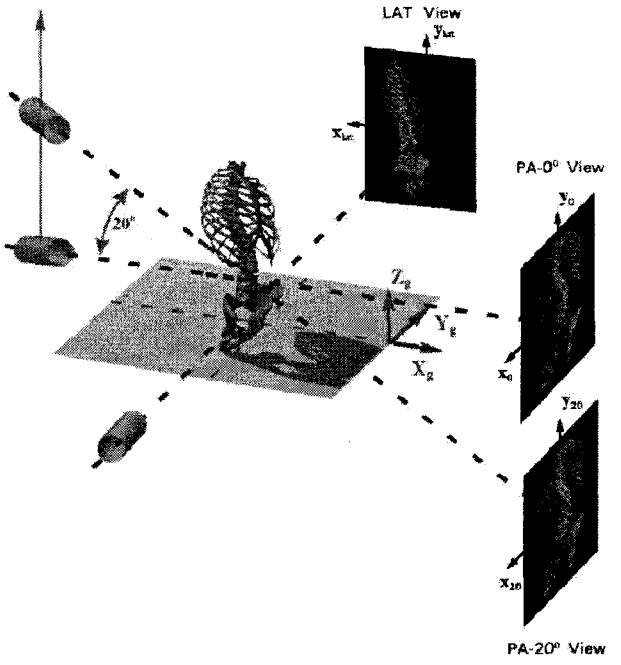


Figure 2.25 : Acquisition et reconstruction 3D stéréoradiographique (Cheriet et coll.).

D'autres méthodes telles que par stéréoscopie (Hierholzer et Luxmann, 1982; Hindmarsh, Larsson, et Mattsson, 1980) ou par Direct Linear Transformation (Dansereau, Beauchamp, et De Guise, 1990; Dansereau et Stokes, 1988) peuvent aussi être utilisées pour la reconstruction 3D.

Ces méthodes qui cherchent à reconstruire en 3D des repères anatomiques visibles dans les deux vues sont basées sur le principe de la « Roentgen Stereophotogrammetry Analysis » (RSA). Cette technique développée par Selvik en 1974, repose sur l'implantation périostale *in vivo* de marqueurs biocompatibles radio-opaques (Selvik, 1989, 1990; Selvik, Alberius, et Aronson, 1983). Les marqueurs, billes de tantale de faible diamètre (0,5 - 2 mm), peuvent être identifiés ainsi aisément dans les différentes radiographies. La position dans l'espace 3D est par la suite définie par l'intersection des 2 droites de contraintes joignant les sources aux identifications 2D sur les plans images. Dû aux erreurs induites lors de l'identification des points anatomiques sur les images

radiologiques et par l'imprécision numérique, cette intersection idéale est impossible en réalité. L'intersection est donc approximée comme le milieu du plus petit segment joignant les 2 droites de contraintes. Du fait de la très faible incertitude dans l'identification des billes de tantale dans ce principe, la précision de reconstruction de cette méthode est située entre 0,5 et 1 mm (Karrholm, 1989; Selvik, 1989). Les sujets étudiés ont été multiples : fixation de prothèses (Ryd, 1992; Valstar, Vrooman, Toksvig-Larsen, Ryd, et Nelissen, 2000), stabilité et cinématique des articulations (Uvehammer, Karrholm, et Brandsson, 2000), stabilisation de fractures (Ragnarsson, Eliasson, Karrholm, et Lundstrom, 1992) et fusion rachidienne (Johnsson, Selvik, Stromqvist, et Sunden, 1990). Concernant les techniques de stéréoradiographie basées sur l'identification de repères anatomiques sur les radiographies, les premières applications cliniques se sont tout d'abord intéressées à l'étude des pathologies associées à la colonne vertébrale du fait de leur caractère tridimensionnel. Dans l'objectif d'étudier les mobilités et les déformations rachidiennes, les premiers auteurs ont reconstruit de 6 à 9 points stéréo-correspondants (SCP) par vertèbre (Pearcy, 1985; Stokes, Wilder, Frymoyer, et Pope, 1981) (Figure 2.26). La technique devient alors moins précise dans le cadre de l'identification de repères anatomiques, avec une erreur moyenne de reconstruction dans l'ordre des quelques millimètres (2,1 – 4,7 mm), dépendamment de la nature des repères anatomiques reconstruits en 3D (certains repères peuvent être identifiés avec plus de précision que d'autres), (Dansereau, Beauchamp, et De Guise, 1990; Labelle, Dansereau, Bellefleur, et Poitras, 1996). La technique de reconstruction par points stéréo-correspondants ne s'est pas cantonnée exclusivement aux vertèbres, mais aussi aux paramètres morphologiques tridimensionnels d'autres structures osseuses tels que la cage thoracique (Dansereau et Stokes, 1988) et raffinée par (Marcil, 1996), alors que la reconstruction du bassin (Gauvin, Dansereau, Petit, De Guise, et Labelle, 1998) (Figure 2.26) a été abordée par l'intermédiaire de cette technique. Néanmoins, les informations obtenues ne donnaient pas entière satisfaction en terme de définition géométrique des objets étudiés.

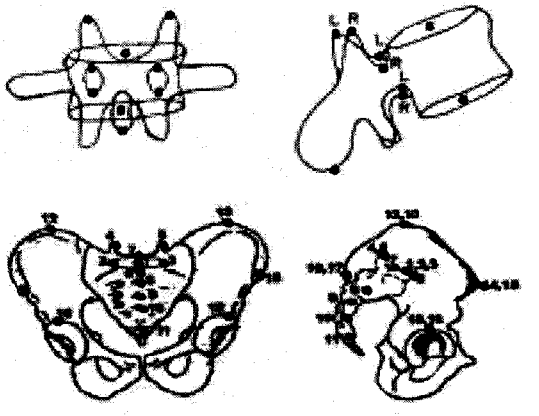


Figure 2.26 : Repères anatomiques stéréo-correspondants pour la reconstruction d'une vertèbre (Pearcy, 1985) et du bassin (Gauvin, Dansereau, Petit, De Guise, et Labelle, 1998).

Labelle et coll. (Labelle, Dansereau, Bellefleur, et Jequier, 1995) et Aubin et coll. (Aubin et coll., 1995) ont conduit des études de répétabilités afin de déterminer la précision de la méthode de reconstruction 3D présentée par Dansereau et coll. (Dansereau, Beauchamp, et De Guise, 1990) et de leurs paramètres géométriques correspondants. En utilisant deux vues PA (0° et incliné de 20°), la précision est acceptable basée sur l'erreur de reconstruction 3D (5,6 ± 4,5 mm), alors que l'utilisation d'une vue PA et une vue latérale génère des erreurs encore plus basses (2,1 ± 1,5 mm). La répétabilité de la mesure de l'angle de Cobb (une mesure clinique qui quantifie la sévérité de la courbe scoliotique) est encore meilleure lorsque des modèles 3D sont utilisés, comparativement à l'approche conventionnelle en 2D, avec une différence de 0,6 degré. Delorme et coll. (Delorme et coll., 2003) ont démontré la précision clinique par une validation exhaustive basée sur l'évaluation d'indices cliniques.

Le système décrit dans (Dansereau, Beauchamp, et De Guise, 1990) implique l'utilisation d'un objet de calibrage dont la position est fixée dans l'espace, et qui entoure le patient lors des acquisitions radiographiques. Cet objet rend l'algorithme de reconstruction vulnérable et très sensible à l'égard du mouvement du patient entre les clichés, créant ainsi des incohérences entre le processus de calibrage et la géométrie du

patient obtenue par stéréo-radiographie. Malheureusement, l'utilisation d'un objet de calibrage dans un environnement clinique présente plusieurs autres limites. Premièrement, l'objet qui est situé de chaque coté du patient est introduit à l'intérieur d'un système de positionnement qui n'est pas disponible dans la plupart des environnements cliniques. Deuxièmement, le patient est placé entre deux plaques de Plexiglass, ce qui peut causer un sentiment de crainte et d'inconfort pour ce dernier. De plus, le design d'un tel objet n'est pas évident puisqu'il doit être ajustable pour des patients de différentes tailles. Un tel objet de calibrage n'est donc pas convenable pour des patients en position couchée lors des procédures chirurgicales (Labelle, Dansereau, Bellefleur, de Guise et coll., 1995). Conséquemment, l'approche DLT fait en sorte qu'il est impossible d'effectuer des analyses 3D de la correction au cours d'une chirurgie de la scoliose, et donc très difficile à utiliser pour la plupart des centres cliniques qui n'ont aucune expertise dans les procédures de calibrage. Étant donnée l'erreur significative d'extrapolation pour la technique DLT (Wood et Marshall, 1986), l'objet de calibrage fut construit suffisamment grand afin de permettre la reconstruction de tout repère inclus à l'intérieur de ses limites. Lorsque le patient est placé en position debout lors de l'acquisition des images, la précision de la méthode est adéquate pour la reconstruction 3D de la colonne scoliotique pour l'évaluation clinique des patients (Aubin, Dansereau, Parent, Labelle, et de Guise, 1997; Dansereau, Beauchamp, et De Guise, 1990). Conséquemment, la méthode peut être utilisée lors des acquisitions pré-opératoires et post-opératoires, mais n'est pas convenable pour l'acquisition de radiographies dans un contexte intraopératoire.

Afin de surmonter ces limites, Cheriet (Cheriet, Laporte, Kadoury, Labelle, et Dansereau, 2007; Cheriet et coll., 2002) a proposé une procédure par calibrage explicite afin d'estimer la configuration relative de la source à rayons-X et du film radiographique par rapport au référentiel du patient à partir de repères radio-opaques identifiés sur un objet de calibrage. L'idée générale est d'ajuster les paramètres géométriques qui décrivent le contexte radiographique en minimisant l'erreur de

rétroprojection des repères. L'algorithme utilise des repères appariés sur une paire d'images radiographiques et approxime les paramètres géométriques afin de calibrer le système. La position 3D des repères appariés est mise à jour itérativement jusqu'à ce que le système converge vers une solution stable qui reflète une solution valide selon la fonction de coût :

$$\varepsilon(\xi)=\sum_{n=1}^{N}\sum_{i=1}^{2} d\left[\left(x_{ni}^{m},y_{ni}^{m}\right),\left(x_{ni}(\xi_i,p_n(\xi)),y_{ni}(\xi_i,p_n(\xi))\right)\right]^2+\sum_{l=1}^{L} d\left[\left(X_l,Y_l,Z_l\right),p_l(\xi)\right]^2 \qquad (2.10)$$

où $d[*]$ représente la distance Euclidienne, (x^m, y^m) sont les coordonnées mesurées des N points d'un objet de calibrage sur les images biplans, et $(x(\xi, p), y(\xi, p))$ les coordonnées de la projection analytique du point objet p.

2.7.2 Reconstruction 3D à partir de modèles génériques

Les méthodes décrites précédemment requièrent que des repères anatomiques stéréo-correspondants soient identifiés manuellement sur les images radiographiques afin de générer les coordonnées en 3D. La déformation d'objets 3D par « krigeage » est une autre technique dans les méthodes de reconstruction 3D qui utilise les points reconstruits en 3D comme points de contrôle et a été proposée afin d'améliorer le rendu visuel de la géométrie des vertèbres (Delorme et coll., 2003). Cette technique est similaire à une méthode de « free-form deformation » (FFD) (Sederberg et Parry, 1986) afin de déformer les primitives anatomiques sur des modèles 3D personnalisés de basse résolution en utilisant des points de contrôle non structurés tel qu'illustré à la Figure 2.27. La technique permet alors de déformer un objet générique en considérant un ensemble de points de contrôle, et en appliquant des transformations géométriques associées à des déplacements de ces points de contrôle (Trochu, 1993). L'objet générique est une surface ou un volume ayant une forme du même type que celle de l'objet que l'on veut obtenir. Dans le contexte de la reconstruction d'une vertèbre (Delorme et coll., 2003), cet objet peut être une vertèbre quelconque du niveau considéré ou bien une vertèbre « moyenne » dont la géométrie a été obtenue moyennant

les mesures d'un ensemble de vertèbres du même type. L'objet générique peut être obtenu à partir de différentes modalités, par exemple les mesures directes (Fastrak®) sur des vertèbres cadavériques ou à partir d'acquisitions par tomographie. Les modèles sont représentés par un nuage de points et déformés par les points de contrôle qui sont des points tridimensionnels connus, appartenant à l'objet que l'on veut reconstruire. Le système d'équations à résoudre devient alors :

$$\begin{pmatrix} x_1 \\ \cdots \\ x_N \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \tilde{h}_{11} & \cdots & \tilde{h}_{1N} & 1 & \tilde{x}_1 & \tilde{y}_1 & \tilde{z}_1 \\ \cdots & & \cdots & \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ \tilde{h}_{N1} & \cdots & \tilde{h}_{NN} & 1 & \tilde{x}_N & \tilde{y}_N & \tilde{z}_N \\ 1 & \cdots & & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \tilde{x}_1 & \cdots & & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \tilde{y}_1 & \cdots & & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \tilde{z}_1 & \cdots & & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{pmatrix} (b_x)_1 \\ \cdots \\ (b_x)_N \\ (a_x)_1 \\ (a_x)_2 \\ (a_x)_3 \\ (a_x)_4 \end{pmatrix} \qquad (2.11)$$

où $\tilde{h}_{ij} = \sqrt{(\tilde{x}_i - \tilde{x}_j)^2 + (\tilde{y}_i - \tilde{y}_j)^2 + (\tilde{z}_i - \tilde{z}_j)^2}$ est la distance Euclidienne entre les points de contrôle correspondants. Dans le cas de la stéréoradiographie, les points de contrôle pour le krigeage sont les repères anatomiques reconstruits par DLT et/ou par points non-correspondants. La précision *in vivo* d'une version précédente a été évaluée sur des patients scoliotiques (Labelle, Dansereau, Bellefleur, et Jequier, 1995) alors que la précision *in vitro* a été mesurée par une étude de validation associant des reconstructions par points stéréo-correspondants et par « krigeage », permettant ainsi d'augmenter la précision et la définition des modèles reconstruits (Aubin, Dansereau, Parent, Labelle, et de Guise, 1997).

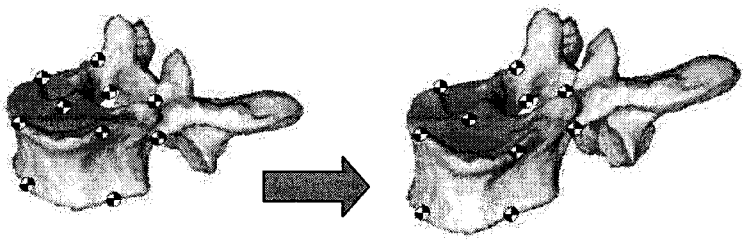


Figure 2.27 : Principe de « krigeage » de vertèbres présenté par Delorme (Delorme et coll., 2003).

Une amélioration dans le domaine de la reconstruction 3D stéréoradiographique à partir de repères ponctuels a été apportée par Mitton et coll. (Mitton et coll., 2000) par la méthode des points non stéréo-correspondants. Elle permet d'ajouter à la reconstruction 3D basée sur des points stéréo-correspondants (visible sur les 2 radiographies), des points dits non stéréo-correspondants (visibles seulement sur l'une des radiographies). La Figure 2.28 illustre ces types de repères. Cette technique NSCP (« Non Stereo-Corresponding Points ») permet ainsi d'augmenter le nombre de repères anatomiques reconstruits par objet et donc d'améliorer le rendu visuel de la reconstruction 3D des vertèbres. Les seules informations disponibles pour ces points sont leur position 3D située sur la droite joignant la source de rayons-X à leur projection 2D dans le plan image. Pour résoudre ce problème, l'idée est d'ajouter de l'information *a priori* sur la géométrie de l'objet à reconstruire, en considérant l'hypothèse qu'il doit être le plus proche possible d'un objet appelé objet générique. Ainsi, une fonction de minimisation de l'énergie de déformation élastique du maillage de l'objet générique (des vertèbres) est appliquée, de façon à ce que l'hypothèse faite sur l'objet à reconstruire soit satisfaite, c'est-à-dire que les points stéréo-correspondants et les points non stéréo-correspondants soient respectés. Cet algorithme peut être utilisé tel quel, lorsqu'aucun point stéréo-correspondant n'est identifiable, ou alors en complément de l'acquisition des points stéréo-correspondants. Dans ce cas, les positions 3D de ces points constitueront des contraintes supplémentaires pour la reconstruction des points non stéréo-correspondants. Cette méthode a ainsi permis d'accéder à des représentations géométriques de structures auparavant inaccessibles par les précédentes techniques (Mitton et coll., 2000; Veron, 1997). D'autre part, l'algorithme NSCP est d'autant plus performant lorsqu'il est associé aux techniques de reconstruction par points SCP et par « krigeage ». Les évaluations de ces méthodes associées ont montré que ces modèles plus détaillés étaient aussi plus précis (Mitulescu et coll., 2001; Mitulescu, Skalli, Mitton, et De Guise, 2002). Cependant, l'aspect des modèles tridimensionnels de vertèbres reste relativement facétisé. Une méthode semi-automatique basée sur la reconstruction par volume du corps vertébral et sur la définition d'un référentiel local associé au volume a été

présentée par Pomero (Pomero, Mitton, Laporte, de Guise, et Skalli, 2004). Cette méthode utilise des connaissances *a priori* des formes des vertèbres en utilisant huit descripteurs morphologiques afin d'estimer par une méthode de régression linéaire, 21 coordonnées 3D par vertèbres, permettant ensuite de générer un modèle de 2000 points par la méthode de krigeage. La Figure 2.29 présente les étapes principales de cette technique. Le modèle obtenu peut ensuite être raffiné manuellement en reprojetant la silhouette de la colonne sur les radiographies. Une optimisation basée sur l'inférence a aussi été proposée afin d'amliorer la modélisation en estimant avec précision l'orientation vertébrale et la position 3D des vertèbres (Dumas et coll., 2008). Cependant, le désavantage majeur avec toutes ces méthodes est qu'elles sont intrinsèquement liées aux imprécisions associées à l'identification manuelle des repères anatomiques, générant ainsi des erreurs inévitables de reconstruction.

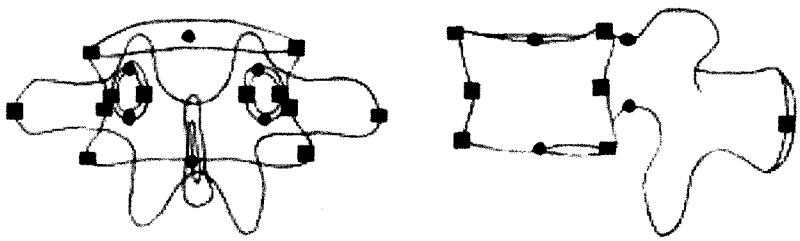


Figure 2.28 : Repères anatomiques NSCP (en bleu) et SCP (en rouge) pour la reconstruction d'une vertèbre (Mitton et coll., 2000).

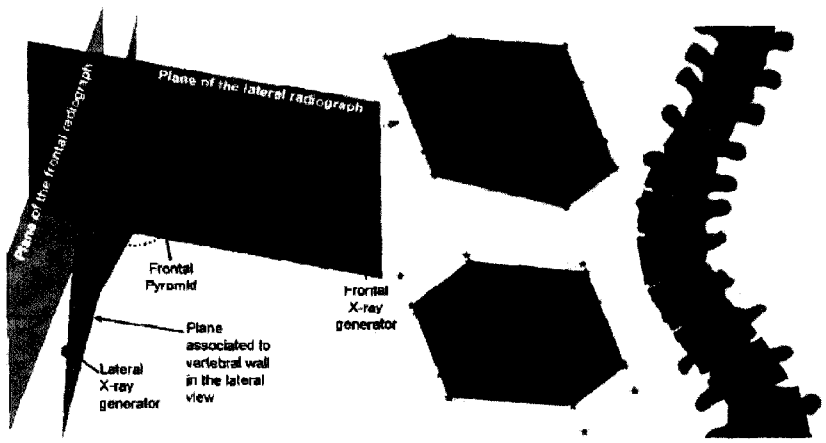


Figure 2.29 : Séquence d'opérations de la technique de reconstruction rapide de Pomero et coll.

Une autre catégorie de méthodes basées sur la rétroprojection 3D a aussi été proposée dans la littérature. Dans (Martin et Aggarwal, 1983), les auteurs ont présenté une méthode de reconstruction 3D en rétroprojetant les formes par silhouettes afin de reconstruire des objets polygonaux en 3D. Caponetti et Fanelli (Caponetti et Fanelli, 1993) ont proposé une technique similaire pour la reconstruction 3D de structures osseuses à partir d'images radiographiques biplanaires. Cependant, la rétroprojection initiale des silhouettes osseuses en 3D est raffinée manuellement à l'aide d'interpolation par B-spline. Benjamin (Benjamin, Prakoonwit, Matalas, et Kitney, 1995) utilise de son coté des points redondants à partir de projections multiples afin d'améliorer la correspondance avec l'image. Le désavantage avec cette catégorie de techniques provient du fait qu'une reconstruction 3D précise ne peut être obtenue sans avoir des connaissances *a priori* de la structure géométrique des os ou des vertèbres.

Conséquemment, une nouvelle série de techniques basées sur le problème inverse a été proposée. Une solution originale au problème a été présentée dans (M. Li, Kambhamettu, et Stone, 2006; Terzopoulos, Witkin, et Kass, 1988) alors qu'un modèle 3D de la colonne est calculé à partir des déformations obtenues d'un tube représentant le corps vertébral. Les forces internes et externes appliquées au tube sont contraintes par les profils 2D de la colonne vertébrale. L'idée d'utiliser un modèle 3D déformable a aussi été appliquée par Kita (Kita, 1996) afin de modéliser l'estomac à partir de projections radiographiques. Dans le cas de (Bardinet, Cohen, et Ayache, 1998), Bardinet ajustait des modèles super quadratiques sur des données 3D non structurées en utilisant une technique de *free-form deformation*, tandis que dans (Nikkhade-Dehkordi, Bro-Nielsen, et Darvann, 1996), des sous-ensembles d'une surface paramétrique cubique ont été utilisés afin de reconstruire le fémur à partir de deux images radiographiques. Bien que l'approche inverse au problème soit mieux adaptée pour introduire des contraintes au problème mal posé, ces méthodes ne peuvent toujours pas bien modéliser les différents types de déformations anatomiques exhibées par des maladies pathologiques telles que la scoliose idiopathique.

2.7.3 Reconstruction 3D à partir de contours

Contrairement aux points ponctuels identifiés sur les images biplans, l'algorithme « Non-Stereo-Corresponding Contour » (NSCC) cherche à reconstruire des courbes en 3D. Ces techniques basées sur la reconstruction 3D de contours (NSCC) ont été développées plus récemment par Laporte (Laporte, 2002; Laporte, Skalli, de Guise, Lavaste, et Mitton, 2003) et ont été exploitées pour la reconstruction du fémur (Le Bras et coll., 2004) ; les études de validation issues de ces travaux font part de résultats très prometteurs. Elles visaient à reconstruire de manière précise et rapide des os longs possédant des contours dans les clichés radiographiques, et aucun repère anatomique ponctuel n'était identifiable (Figure 2.30). La première étape de l'algorithme NSCC cherche à définir un objet générique surfacique décomposé en régions anatomiques. Par la suite, les contours projetés associés aux régions anatomiques tridimensionnelles, ainsi que des repères anatomiques, sont identifiés manuellement sur les images radiographiques. Le calcul d'une solution initiale pour l'algorithme d'optimisation est effectué en recalant l'objet 3D par rapport aux informations radiologiques (points et contours). Les contours tridimensionnels de l'objet 3D sont projetés sur les images radiographiques, et sont associés avec les contours radiologiques identifiés. Un algorithme d'optimisation est ensuite utilisé afin d'obtenir un recalage élastique itératif pour l'association des courbes et des points. Finalement, une déformation non-linéaire itérative par krigeage optimisé de l'objet 3D à partir des associations est obtenue pour accomplir une reconstruction personnalisée.

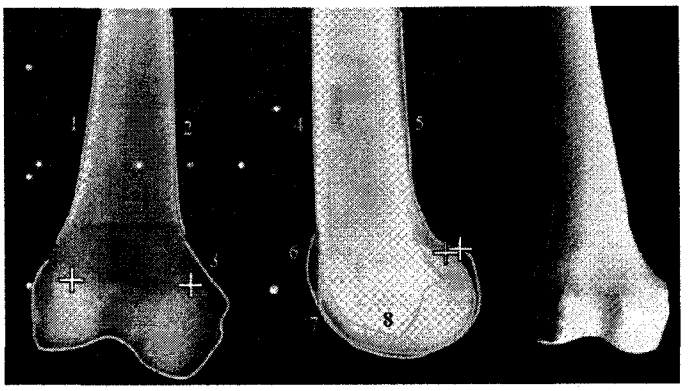


Figure 2.30 : Illustration du principe de la méthode NSCC appliquée sur le fémur (Laporte et coll.).

Pour l'instant, les structures osseuses accessibles par cette méthode sont essentiellement le fémur distal, le tibia proximal, la rotule et le bassin. Pour chacune de ces structures, une étude *in vitro* a permis d'évaluer la validité des reconstructions, les résultats indiquant des erreurs de précision inférieures à 2,6 mm dans le plus mauvais des cas. De plus, une étude de validation utilisant une méthode hybride associant les algorithmes NSCP et NSCC a été réalisée *in vitro* sur 3 bassin secs (Laporte, 2002; Mitton et coll., 2006), permettant d'obtenir une amélioration substantielle de la précision de reconstruction comparée à la méthode NSCP seule (Mitulescu et coll., 2001). Une représentation d'un bassin reconstruit par NSCC est présentée à la Figure 2.31. Enfin, concernant les études de validation *in vivo* basées sur la technique NSCC, une étude préliminaire s'appuyant sur 4 patients souffrant de gonarthrose a permis d'évaluer la précision de la technique avec en moyenne des erreurs comprises entre 0,9 et 1,6 mm (Bauer, 2003). Une seconde étude réalisée sur 10 patients souffrant d'arthrose du genou a permis d'évaluer la reproductibilité de la technique *in vivo*. Les principaux résultats de cette étude indiquent qu'*in vivo*, 95% des points des modèles 3D personnalisés sont reconstruits avec une erreur de reproductibilité inférieure à 2,4 mm (Nodé-Langlois, 2003).



Figure 2.31 : Reconstruction 3D du bassin par la technique NSCC (Mitton et coll., 2006).

La méthode de reconstruction par algorithme NSCC nécessite comme pré requis un système radiographique déjà calibré et un objet générique représentant la structure à reconstruire. Cet objet générique obtenu à partir d'un système d'acquisition tridimensionnel précis (Fastrak® ou CT-scan) est défini par un ensemble de points et de triangles permettant de décrire une surface. Contrairement à la méthode de reconstruction tridimensionnelle par algorithme NSCP, les points de l'objet générique ne sont pas étiquetés. Cependant, la géométrie générique est décomposée en « *régions anatomiques* » permettant de définir la localisation d'un point ou d'un triangle. Le découpage de ces régions est dépendant des contours 2D générés dans les radiographies.

2.8 Synthèse de la revue des connaissances

La présente revue de littérature a permis de couvrir plusieurs aspects cliniques et techniques dans différents domaines d'application pertinents à ce projet de recherche. Premièrement, une revue de la SIA et des applications 3D pour le traitement des pathologies musculo-squelettiques a permis une familiarisation avec les différents

concepts médicaux. En deuxième lieu, une présentation des différents outils de traitement d'images en 2D et en 3D permettant de rehausser, segmenter et détecter des corps vertébraux a été réalisée, pour ensuite introduire les concepts de calibrage d'une scène 3D reliés à l'étude des déformations complexes rachidiennes. En troisième lieu, une revue des différents systèmes de reconstruction 3D existants pour la modélisation de structures osseuses ainsi que leurs limitations ont permis de cibler la pertinence clinique de ce projet.

Nous aussi avons pu observer, grâce à cette revue, une transition dans les approches de segmentation en imagerie médicale, partant d'applications orientées sur la détection de contours et allant vers des méthodes basées sur des régions d'intensité et des modèles tridimensionnels. Cependant, nous avons aussi pu constater que la majorité des techniques proposées en radiographie au cours des dernières années n'intègre pas ces avancements offerts par les autres modalités, tel que la progression vers des techniques à base d'intensité et de régions. Ces nouveaux principes ont déjà porté fruit dans d'autres domaines tel qu'en IRM, mais n'ont jamais été appliqués pour les radiographies. La plupart des algorithmes disponibles dans la littérature permettent d'effectuer une reconstruction 3D de la colonne scoliotique, mais sont souvent hautement supervisés afin de détecter et apparairer les repères anatomiques sur les vertèbres. De plus, la relation 2D/3D est déjà connue au préalable grâce à un système calibré. Cette problématique est en effet très peu documentée dans les cas médicaux complexes et/ou pathologiques.

Dans l'optique de proposer un système de reconstruction 3D automatisé du rachis à partir d'images radiographiques non-calibrées pour l'évaluation en clinique de pathologies musculo-squelettiques, plusieurs des composantes en vision et en modélisation seront utilisées afin de former un ensemble cohérent. Ces aspects traitent de segmentation ainsi que de reconnaissance de formes, des techniques de calibrage et

des techniques de reconstruction 3D. La Figure 2.32 illustre une vue d'ensembles des étapes de la méthode envisagée.

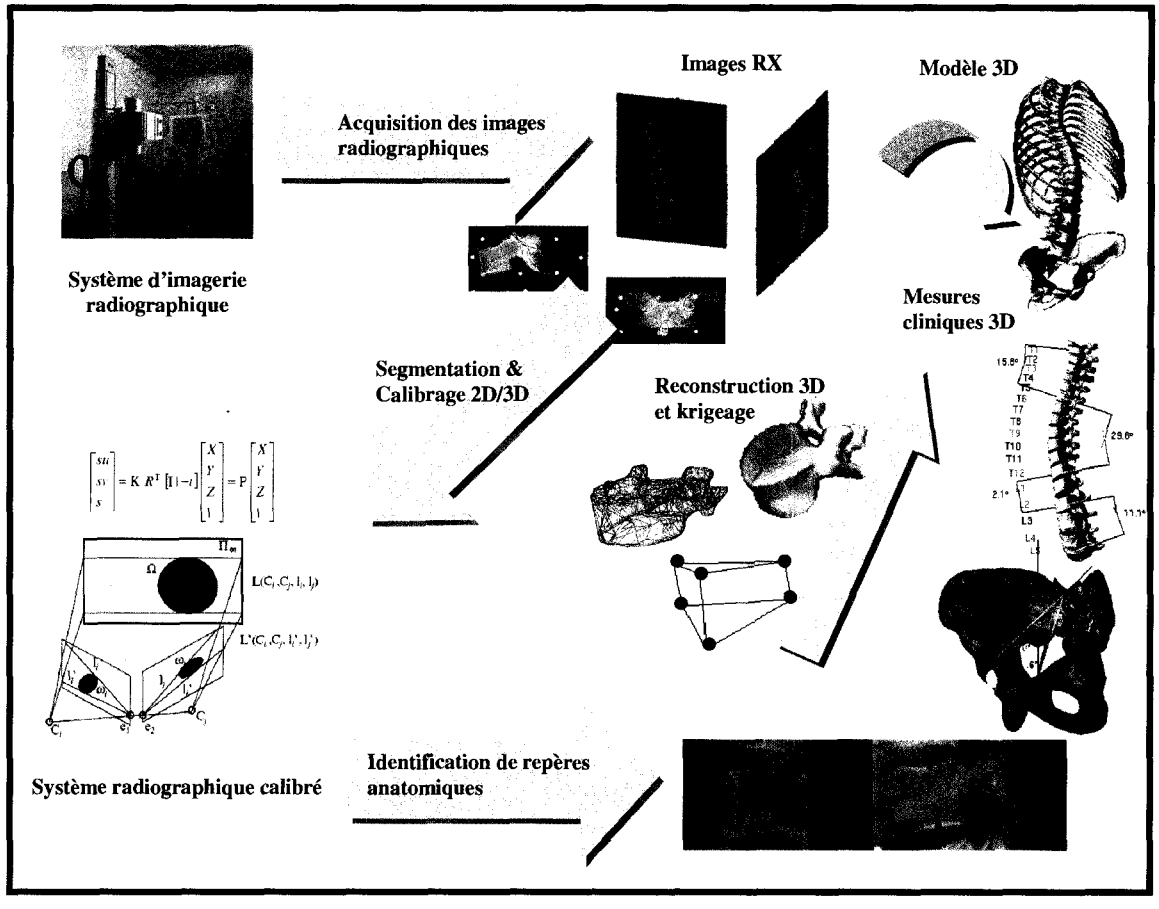


Figure 2.32 : Un système de reconstruction 3D biplanaire du tronc osseux utilisé dans un le cadre de suivi pré ou post-opératoire comprend tout d'abord un système d'imagerie radiographique, qui permet l'acquisition de deux clichés en position antérieure et latérale. Après avoir segmenté des primitives sur les images, le processus de calibrage du système radiologique déduit la correspondance entre le système de coordonnées 2D de l'image, et le système de coordonnées 3D de la caméra. Une identification des repères et des primitives anatomiques est effectuée sur les images radiographiques. Il s'agit ici d'identifier des points correspondants (ou non) qui ont été définis au préalable. Finalement, ces points identifiés sur les radiographies sont reconstruits en 3D par une méthode de stéréotriangulation, grâce aux matrices de projections obtenues par le processus de calibrage. Le modèle 3D généré peut par la suite être habillé par des modèles géométriques de vertèbres grâce à une technique de « krigeage » sur les repères anatomiques 3D. Des indices 3D peuvent être subséquemment déduits à partir du modèle complet en 3D pour des fins d'évaluation clinique.

Chapitre 3

Problématique, hypothèses, objectifs et méthode générale

3.1 Problématique

La revue de littérature a démontré que les systèmes de reconstruction 3D du rachis humain sont de plus en plus utilisés afin d'obtenir un modèle tridimensionnel de la colonne vertébrale du patient, permettant ainsi le diagnostic et l'évaluation de traitements des déformations musculo-squelettiques. Présentement, ces systèmes ont besoin d'être calibrés au préalable grâce à un appareil de calibrage entourant le patient lors de l'acquisition radiographique. Un tel objet peut être encombrant et gênant pour l'utilisation de routine dans un contexte clinique. Ces systèmes requièrent aussi une supervision étroite d'un expert afin d'identifier les repères anatomiques sur les images, éliminant la possibilité d'une évaluation 3D lors de la visite du patient étant donnée la durée du processus d'identification et d'appariement.

Il est donc évident que la technique adoptée est limitée sur plusieurs aspects, et n'offre pas les outils nécessaires afin d'assurer la reproductibilité ou la portabilité requise pour être déployée dans des cliniques externes qui désirent obtenir cette technologie 3D. Peu d'études se sont penchées sur l'évaluation clinique de modèles reconstruits en 3D à

partir du contenu naturel des images radiographiques uniquement. Une première question est posée : **Est-il possible de générer des modèles 3D de la colonne vertébrale avec une précision adéquate pour le diagnostic et l'évaluation de traitements à partir d'une paire d'images radiographiques non-calibrées, acquise dans un contexte clinique en l'absence d'un objet de calibrage encombrant?**

Une des limites importantes des techniques de reconstruction 3D qui requièrent un objet de dimensions connues afin de calibrer les images radiographiques demeure l'impossibilité d'effectuer des reconstructions 3D du rachis de patients scoliotiques à partir d'une paire d'images provenant d'une autre clinique ou bien de manière rétrospective. Une nouvelle technique d'auto-calibrage exploitant le contenu naturel des images sans avoir à utiliser un objet de calibrage pourrait ainsi dégager cette limite dans le but de procéder à une étude rétrospective en 3D par exemple. Une deuxième question peut alors être formulée : **Une technique d'auto-calibrage qui exploiterait uniquement le contenu naturel d'images radiographique non-calibrées permet-elle d'effectuer des reconstructions 3D de patients de manière rétrospective dans le cadre d'une évaluation clinique?**

D'autre part, l'identification de repères anatomiques sur les corps vertébraux (pédicules et plateaux vertébraux) est requise pour obtenir une reconstruction 3D du rachis scoliotique. Cependant une identification manuelle hautement supervisée par un expert est nécessaire pour identifier ces repères sur les radiographies PA et LAT. Cette étape est assurément longue et fastidieuse, éliminant ainsi toute possibilité d'une évaluation lors de la visite du patient en clinique. Afin de permettre une meilleure précision et d'assurer une meilleure reproductibilité des processus de calibrage et de reconstruction 3D du rachis scoliotique, il serait souhaitable de pouvoir procéder à une reconnaissance et un appariement automatique de primitives géométriques de haut niveau par des techniques d'imagerie. De plus, une large quantité de données 3D issues de reconstructions biplanaires n'ont pas été systématiquement exploitées pour la

reconstruction automatisée. Ainsi, en utilisant ces différentes approches, la troisième question se pose : **Les techniques d'imagerie et des modèles statistiques peuvent-elles être exploitées afin de minimiser les interventions manuelles pour les processus de calibrage et de reconstruction 3D, améliorant ainsi la correspondance des repères?**

3.2 Hypothèses

En considérant la problématique exposée dans la section précédente, les trois hypothèses suivantes peuvent être formulées :

Hypothèse 1. Le système de reconstruction 3D de la colonne vertébrale et du bassin peut être calibré à partir du contenu naturel des images radiographiques en exploitant l'anatomie du rachis, et ce sans ajouter d'objet de calibrage qui pourrait encombrer le contexte clinique ou nuire au déploiement d'un tel système.

Cette hypothèse ouvre la voie au développement de nouveaux outils informatiques en vision stéréoscopique 3D, et plus particulièrement pour l'auto-calibrage d'un système radiographique en clinique orthopédique. Ces méthodes pourront ainsi permettre la reconstruction et la visualisation 3D de la colonne vertébrale pour l'évaluation clinique de déformations de la colonne à partir d'images radiographiques biplanaires non-calibrées. Ainsi en introduisant des algorithmes de vision qui intègrent une connaissance a priori de la configuration radiographique, nous pourrons vérifier cette hypothèse si les modèles 3D générés à partir de repères anatomiques identifiés sur les images biplans seront d'une précision égale et offriront des différences cliniques non-significatives ($p < 0,05$) aux modèles obtenus par des images calibrées.

Hypothèse 2. La précision de la méthode de reconstruction 3D par auto-calibrage basée sur des repères anatomiques identifiés manuellement, est suffisante pour conduire une étude rétrospective qui permet de documenter l'évolution des techniques chirurgicales.

L'évolution continuelle des techniques d'instrumentation chirurgicales pour la SIA a fait en sorte qu'une multitude de technologies et techniques sont désormais disponibles pour la correction des déformations rachidiennes. La nature 3D de la SIA est maintenant bien reconnue au sein de la communauté orthopédique ; pourtant l'effet des différentes techniques d'instrumentation sur la correction 3D du rachis est encore peu documentée. Ainsi, en procédant à une évaluation rétrospective de reconstructions 3D obtenues par plusieurs générations de patients opérés par ces technologies chirurgicales, il serait possible de quantifier la correction 3D accomplie par ces systèmes. En appliquant une technique d'auto-calibrage basée sur les repères anatomiques dans le cadre d'une étude rétrospective 3D, nous pourrons ainsi vérifier l'hypothèse 2.

Hypothèse 3. Des primitives de haut niveau et des repères anatomiques détectés par une méthode semi-automatique sur les radiographies pourront assurer une meilleure précision de la procédure de calibrage du système d'acquisition radiographique et une meilleure personnalisation de la reconstruction d'un modèle en 3D.

Cette hypothèse comporte deux volets bien distincts. Le premier volet se situe au niveau de l'automatisation du processus d'auto-calibrage. En introduisant une étape de segmentation du corps antérieur du rachis sur les deux radiographies basée sur des connaissances de la structure anatomique, le système d'acquisition radiographique pourra ainsi être calibré uniquement à partir de primitives de haut niveau. En éliminant la variabilité introduite par une identification manuelle des repères anatomiques, il sera alors possible d'améliorer la précision du calibrage et ainsi vérifier une première partie de l'hypothèse 3.

Le deuxième volet consiste à vérifier si une méthode statistique exploitant une banque de données de modèles scoliotiques en 3D disponible au LIS3D et jumelée avec des modèles géométriques déformables en 3D permettront de détecter les formes des vertèbres ainsi que des repères anatomiques ponctuels sur les images 2D. En automatisant le processus, la reproductibilité et la personnalisation de la reconstruction 3D pourront être assurées et diminuer de manière significative ($p < 0,05$) l'erreur de la géométrie épipolaire par rapport à un processus d'appariement manuel. Grâce à cette comparaison, nous pourrons donc infirmer ou confirmer la troisième hypothèse de recherche.

3.3 Objectifs

3.3.1 Objectif général

Ce projet de recherche consiste en premier lieu à offrir pour la première fois l'accès à l'évaluation 3D des déformations du rachis dans un environnement clinique en développant une nouvelle méthode de reconstruction 3D à partir d'images non-calibrées, et en second lieu, d'améliorer la précision et la reproductibilité des processus d'auto-calibrage et de reconstruction par le biais de techniques de reconnaissance de formes et d'approches statistiques. Cet objectif général se divise en **4 objectifs spécifiques**, qui sont décrits dans les sections suivantes et illustrés dans la Figure 3.1.

3.3.2 Objectifs spécifiques

Objectif spécifique 1 : Proposer et valider un nouveau système versatile et portable permettant la reconstruction 3D du rachis à partir d'une paire d'images radiographiques non-calibrée.

Une des motivations principales de ce projet consiste à développer un système de reconstruction 3D portable et versatile qui donnerait pour la première fois accès à l'évaluation 3D des déformations de la colonne dans un environnement clinique, et être déployée à l'extérieur du milieu de recherche du CHU Sainte-Justine. Cet objectif reste difficile à réaliser tant et aussi longtemps qu'un objet de calibrage et un système de positionnement est requis afin de calibrer le système d'acquisition. Des méthodes de calibrage explicite ont déjà été proposées afin de compenser l'absence d'un dispositif de calibrage dans le contexte intra-opératoire. Cependant, ces techniques avaient tout de même recours à un objet de calibrage. En premier lieu, une méthode d'auto-calibrage qui utilise uniquement le contenu naturel des images, sans l'utilisation d'objets externes de calibrage ni de système de positionnement a permis d'obtenir des reconstructions 3D à partir d'images non-calibrées (**article 1**). Étant donnée la sensibilité de l'algorithme d'auto-calibrage à l'égard de la qualité des données d'entrée, une méthode de sélection optimale des repères anatomiques permet de choisir automatiquement les meilleurs pairs de repères à utiliser pour l'auto-calibrage. En comparant notre algorithme avec la précision obtenue par une méthode explicite basée sur un objet de calibrage, il s'avère que la technique proposée nous permet de générer des différences non-significatives en terme d'indices cliniques 3D utilisés lors de l'évaluation des pathologies rachidiennes.

Une des limitations de la méthode proposée était la faible précision obtenue pour des indices à l'échelle métrique 3D, étant donnée l'absence d'un objet de dimensions connues sur le plan radiographique. De plus, la méthode proposée est basée sur des connaissances *a priori* de la configuration radiographique. Une deuxième étude a alors permis de concevoir et proposer un système portable et versatile pour la reconstruction 3D de la colonne et du bassin à partir d'une clinique externe (**article 2**). Un protocole d'acquisition détaillé illustrant le positionnement du patient a permis d'éliminer l'usage d'un système de positionnement fixe. Un petit objet fabriqué en Plexiglass, ainsi qu'une méthode de vision stéréoscopique exploitant ce petit objet ont été développés afin de calibrer un système d'acquisition provenant d'une clinique à l'exterieur du CHU Sainte-

Justine, où la configuration est inconnue grâce à une approximation initiale des paramètres géométriques. Avec une correction du facteur d'échelle 3D obtenu à partir de l'objet portable, il est possible d'obtenir des modèles à l'échelle métrique. Une étude clinique sur une cohorte de 60 sujets scoliotiques a permis de démontrer que la méthode d'auto-calibrage développée à partir de repères anatomiques identifiés manuellement par un opérateur est tout à fait viable pour l'évaluation d'indices cliniques. De plus, une étude visant à évaluer la robustesse de cette méthode à l'égard du mouvement du patient entre les acquisitions a démontré que la méthode est adéquate et robuste à l'égard de la rotation sous les 3 axes, permettant une reconstruction 3D précise même en l'absence d'un système de positionnement.

Objectif spécifique 2 : Appliquer une technique d'auto-calibrage basée sur des repères anatomiques identifiés manuellement dans le cadre d'une étude rétrospective 3D portant sur l'évolution des systèmes chirurgicaux pour la SIA.

Au cours des dernières décennies, des changements significatifs ont été apportés aux techniques d'instrumentation chirurgicales pour la correction de la SIA. Alors que les techniques les plus anciennes telles que l'instrumentation Harrington/Harrington-Luque visaient une correction 2D de la courbure scoliotique, l'introduction de l'instrumentation Cotrel-Dubousset (CD) représenta la première tentative pour parvenir à une correction 3D de la colonne à l'aide du concept de la manœuvre de dérotation. L'effet 3D de l'instrumentation CD fut documenté exhaustivement dans la littérature et a démontré une correction adéquate de la courbe en 3D. Cependant très peu d'études cliniques comparatives évaluant la correction relative des instrumentations Harrington, CD et les techniques de correction plus récentes (ex : Direct Vertebral Derotation (DVD)) ont été présentées dans la littérature. De plus, la plupart des études comportant des cohortes comparatives se limitent à l'évaluation sur le plan frontal ou sagittal. Bien que l'effet de l'instrumentation Harrington fut aussi bien documenté, aucune étude dans la littérature n'a présenté son effet sur la géométrie 3D de la colonne en évaluation post-opératoire.

Par le même fait, aucune évaluation rigoureuse offrant un portrait de l'évolution de la correction 3D n'est disponible, en partant des techniques Harrington jusqu'aux approches plus récentes telles que le DVD en utilisant des vis pédiculaires. Grâce à la nouvelle technique de reconstruction 3D proposée qui exploite uniquement le contenu naturel des images, il est possible d'obtenir une évaluation quantitative de la correction 3D en l'appliquant sur des films radiographiques avec l'instrumentation Harrington alors qu'aucun objet de calibrage n'était disponible. Une étude rétrospective analysant l'évolution 3D des instrumentations chirurgicales pour la SIA est investiguée dans l'**article 3**, en utilisant les images radiographiques biplans de patients acquises en position debout en évaluation clinique pré et post-opératoire. L'étude a permis d'évaluer 128 patients sélectionnés du CHU Sainte-Justine et du département d'orthopédie de l'Université du Vermont sur une période de 27 ans. Plusieurs reconstructions devaient alors être effectuées à partir de radiographies non-calibrées afin d'obtenir des reconstructions 3D du même niveau de précision. Il a été possible de démontrer que les techniques chirurgicales basées sur une technique de dérotation telle que la technique Cotrel-Dubousset permettent une meilleure correction 3D des déformations comparativement aux anciennes techniques chirurgicales (Harrington). Une différence significative ($p < 0.05$) fut observée entre les générations en terme de la correction 3D basée sur l'orientation et les angles de Cobb dans les plans de déformations maximales, confirmant ainsi que les instrumentations et techniques récentes telles que CD ou DVD permettent de ramener le plan de déformation près du plan sagittal. Une meilleure correction de la rotation axiale de la vertèbre apicale fut aussi observée avec la technique DVD. Cette étude comparative observant l'effet 3D des différentes techniques chirurgicales a permis d'établir et comprendre les contributions relatives de différents mécanismes tels que la distraction, compression, ainsi que les manœuvres de dérotation globale et locale.

Objectif spécifique 3 : Conception et développement d'une technique d'auto-calibrage d'un système radiographique biplanaire basée sur des primitives de haut niveau détectées sur les images radiographiques.

L'auto-calibrage d'un système radiographique biplanaire est un problème mathématique difficile à résoudre. En effet, les techniques présentées dans la littérature dépendent d'un algorithme d'optimisation itératif basé sur des correspondances de points entre les images afin de résoudre un système complexe d'équations non-linéaires. Une limitation de la technique d'auto-calibrage proposée à partir de repères anatomiques est que la méthode d'identification de repères demeure complètement dépendante d'un expert. Ceci introduit une grande variabilité quant à la position des repères identifiés et diminue donc la répétabilité et la précision du processus. Conséquemment, ces équations utilisent alors des données éparpillées (peu de redondance) et possèdent plusieurs minimums locaux. Afin d'améliorer la qualité des résultats, il est préférable d'incorporer des données et des contraintes additionnelles. L'ajout de primitives géométriques de haut niveau correspondantes par exemple (segments, ellipses, courbes, surfaces, etc.) peut faire augmenter significativement la quantité de données fournies à l'algorithme pour la résolution du problème, contrairement à l'utilisation de points de correspondances ponctuels. Dans cette partie du projet, l'objectif est de proposer une nouvelle méthode pour automatiser le processus d'auto-calibrage pour la reconstruction 3D en détectant des formes appariées sur les images afin d'en exploiter leurs propriétés géométriques. Dans un premier temps, une technique de reconnaissance de formes a été appliquée afin d'automatiser le processus d'auto-calibrage en utilisant des primitives de haut niveau. Une première étude a tout d'abord permis de démontrer qu'un modèle de régression non-linéaire construit à partir de données dépendantes pouvait prédire avec précision la cyphose thoracique entre les vertèbre T2 et T12 sur la vue latérale (**annexe 1, résumé 1**). La technique proposée basée sur un modèle d'apprentissage entraîné sur une base de données de patients scoliotiques permet de détecter la courbe thoracique sur la vue sagittale, et ainsi progresser vers une segmentation automatique de la colonne scoliotique sur les deux vues. La reprojection de la forme globale de la colonne en 3D

sur les silhouettes segmentées à partir des images radiographiques, ainsi que des propriétés de torsion géométrique ont par la suite été utilisées afin de déterminer les paramètres optimaux pour la configuration radiographique. Grâce aux résultats obtenus, il est possible de conclure sur la nécessité d'une méthode exploitant des primitives de haut niveau extraites des images afin de converger plus rapidement vers une solution optimale et ainsi atteindre un seuil d'erreur plus faible qu'une technique d'auto-calibrage basée sur des repères identifiés manuellement. Une autre étude proposant une approche alternative ancrée sur une technique de reconnaissance de contours vertébraux a permis d'améliorer la précision du processus de calibrage au niveau lombaire avec une erreur de reconstruction sur un spécimen cadavérique qui demeure acceptable (**annexe 2, résumé 2**). La méthode de détection de contours générés à partir d'un algorithme d'évolution de surface par le biais d'une approche par optimisation a permis d'ouvrir la voie vers une reconstruction personnalisée du rachis.

Objectif spécifique 4 : Développer et valider une méthode de reconstruction 3D automatisée et plus personnalisée de la colonne en combinant un modèle statistique avec une technique de reconnaissance de formes.

Dans cette partie du projet, de nouvelles techniques sont investiguées afin d'automatiser et personnaliser le processus de reconstruction 3D de la colonne vertébrale et ainsi éviter une approche manuelle qui est longue, fastidieuse et imprécise, ne pouvant ainsi garantir une précision adéquate pour l'évaluation 3D du rachis. Il a déjà été démontré que la courbure scoliotique peut être exploitée afin de classifier la pathologie du patient dans le but ultime d'obtenir une reconstruction 3D reflétant la distribution anatomique du groupe. Cependant les approches proposées dans la littérature sont basées soit sur une classification 2D, ou bien ne tiennent compte que des vertèbres individuellement et non comme un ensemble articulé de structures rigides. Une première méthode automatisée consistant à reconstruire la courbe vertébrale du patient en 3D a alors été proposée afin de générer un modèle statistique à partir d'une base de données 3D de patients

scoliotiques (**annexe 3, résumé 3**). En développant un algorithme de transformation linéaire classifiant la courbe 3D selon ses plus proches voisins, il devient alors possible d'obtenir une reconstruction approximative de six points par vertèbre modélisant convenablement les effets de rotations locales et globales de la déformation. Afin d'intégrer l'information des images dans la reconstruction 3D personnalisée, l'approche fut améliorée en proposant une technique de segmentation afin de détecter les contours osseux, aidant ainsi à raffiner les modèles de vertèbres. Cette étude est présentée dans l'**article 4**. Une méthode d'évolution de surface a permis de déformer des modèles *a priori* d'un atlas, et donc d'optimiser la correspondance avec l'information offerte sur l'image en intégrant des composantes du gradient et de l'intensité des régions. Grâce à une optimisation séquentielle sur chaque niveau vertébral, il devient alors possible de représenter avec précision la forme de chacune des vertèbres tout en assurant une meilleure correspondance épipolaire entre les deux vues. Des critères fondés sur la géométrie 3D et des connaissances morphologiques modélisant la répartition des repères vertébraux ont permis d'assurer une régularité du processus d'optimisation. Une évaluation qualitative et quantitative de la reprojection des contours vertébraux obtenue par la méthode de reconstruction 3D proposée a permis de conclure sur le besoin de méthodes de détection de contours permettant d'obtenir une reconstruction fidèle aux primitives de haut niveau des images, et donc d'évaluer la précision de détection de primitives de bas niveau telle que les six repères anatomiques identifiés par un expert sur chacune des vertèbres tout en obtenant une reconstruction fidèle à l'image radiographique.

3.4 Approche générale du projet

La reconstruction 3D du rachis humain est de plus en plus utilisée afin de permettre un traitement et une évaluation tridimensionnelle personnalisée de patients atteints d'une déformation musculo-squelettique telle que la SIA. De plus, elle représente une

composante essentielle pour des technologies telles que la chirurgie assistée par ordinateur, la modélisation biomécanique, le diagnostic assisté par ordinateur ou la simulation de traitements orthopédiques. De plus, des études ont montré que l'évaluation clinique basée sur la reconstruction 3D génère une variabilité inter-observateur extrêmement basse lorsque comparée aux approches traditionnelles (Labelle, Dansereau, Bellefleur, et Jequier, 1995) et donc est une technique généralement plus fiable.

Depuis 1993, un système d'imagerie installé au CHU Sainte-Justine permet la reconstruction 3D de structures osseuses à partir d'images radiographiques. Cet outil a été utilisé pour plus de 6000 patients, en plus de permettre la mise en place des applications listées précédemment. Le système a aussi été utilisé afin d'améliorer la qualité du diagnostic et des examens de suivi pour les patients atteints de scoliose idiopathique. Présentement, ce système a besoin d'être calibré au préalable grâce à un appareil de calibrage qui peut être encombrant et gênant dans un contexte clinique. De plus, la supervision étroite d'un expert en radiologie est requise afin d'identifier les repères sur les radiographies. À notre connaissance cependant, aucun système de reconstruction 3D ne permet encore de générer un modèle sans avoir un environnement radiologique calibré au préalable, tout en offrant un niveau d'automatisation et de personnalisation adéquat. Dans ce projet de recherche, nous décrivons un nouveau système qui permet d'adresser plusieurs des difficultés rencontrées lors de son utilisation dans un environnement clinique. En effet, le système de reconstruction 3D proposé permet de donner l'accès à l'information 3D du patient dans les cliniques qui ne possèdent pas le matériel disponible à Sainte-Justine pour cette technologie. De plus, un tel système permet d'évaluer des patients rétrospectivement alors qu'aucun objet de calibrage n'était utilisé. Par la suite, en utilisant des techniques de reconnaissance de formes, ainsi que des primitives de haut niveau en plus des repères anatomiques, il sera possible d'améliorer la précision des modèles tridimensionnels des vertèbres reconstruites à partir des images biplans.

Le premier objectif spécifique de ce projet de recherche est de permettre le développement d'une technique pour générer des reconstructions 3D de rachis sans avoir recours à un objet de calibrage pour déterminer la relation entre la scène 3D et le repère 2D des images. Une méthode cherchant à minimiser l'erreur de rétroprojection de repères anatomiques reconstruits en 3D avec ceux identifiés manuellement sur les radiographies a été investiguée. Cette étude est présentée dans l'**article 1**. Une deuxième étude a été menée, afin de proposer une méthode permettant de déterminer un estimé approximatif des paramètres géométriques lorsque la configuration radiographique est inconnue. Les paramètres sont par la suite optimisés grâce à l'auto-calibrage du système à partir des repères anatomiques (**article 2**). Pour ce faire, une petite plaquette de dimensions connues et un algorithme de vision stéréoscopique ont été développés. Ces techniques ont permis de démontrer que des modèles 3D du rachis générés à partir d'images non-calibrées sont tout à fait fiables pour l'évaluation clinique de la SIA.

Le deuxième objectif consiste à appliquer la nouvelle technique de reconstruction 3D sur des images non-calibrées dans le cadre d'une étude clinique rétrospective axée sur la correction 3D de la SIA. Ainsi, 256 reconstructions 3D de la colonne vertébrale ont été générées avec la technique proposée à partir d'images radiographiques pré et post-opératoire de patients opérés avec 4 générations d'instrumentations différentes (**article 3**). Cette étude a permis de quantifier en terme d'indices cliniques 2D et 3D le niveau de correction atteint pour chacune des générations. Il a été possible d'observer une nette amélioration de la correction 3D de la colonne suivant l'évolution des systèmes de chirurgies, en se basant sur des indices décrivant la déformation en 3D de la colonne tels que le plan de déformation maximale.

Afin d'automatiser le processus d'auto-calibrage et ainsi éliminer la variabilité de l'identification manuelle des repères anatomiques, le troisième objectif consiste à concevoir une méthode de calibrage se basant sur des primitives de haut niveau

détectées et appariées sur les deux images. Une première technique a permis une détection automatique de la courbure thoracique sagittale (**annexe 1, résumé 1**). Par la suite, la forme globale de la colonne obtenue à partir de sa silhouette sur les images biplans, ainsi que les propriétés de torsion géométrique de la courbe scoliotique ont donné la possibilité d'auto-calibrer le système. Une technique de reconnaissance de contours vertébraux a permis par la suite d'améliorer la précision du calibrage au niveau lombaire (**annexe 2, résumé 2**).

Finalement, dans le but de procéder à une reconstruction 3D automatique du rachis, une méthode statistique modélisant les patrons de déformations sur une banque de données de modèles scoliotiques en 3D et jumelée avec des modèles géométriques déformables fut exploitée afin d'obtenir un modèle personnalisé de la colonne scoliotique en 3D (**annexe 3, résumé 3**). Afin d'améliorer le processus de déformation des modèles *a priori* et ainsi obtenir des modèles raffinés, une étude présentée dans l'**article 4** propose une technique de segmentation basée sur une approche d'évolution de surface. En plus de détecter automatiquement des repères anatomiques qui étaient auparavant identifiés manuellement sur les images 2D, l'approche permet une reconstruction personnalisée en détectant les formes de vertèbres.

Les différentes étapes du projet et les résultats sont discutés sous forme d'articles dans le Chapitre 4 et 5 (**objectif spécifique 1**), dans le Chapitre 6 (**objectif spécifique 2**), dans le Chapitre 7 (**objectif spécifique 3**) et dans le Chapitre 8 (**objectif spécifique 4**). En terminant, une discussion, une conclusion et des recommandations sont présentées dans les Chapitre 9 et 10.

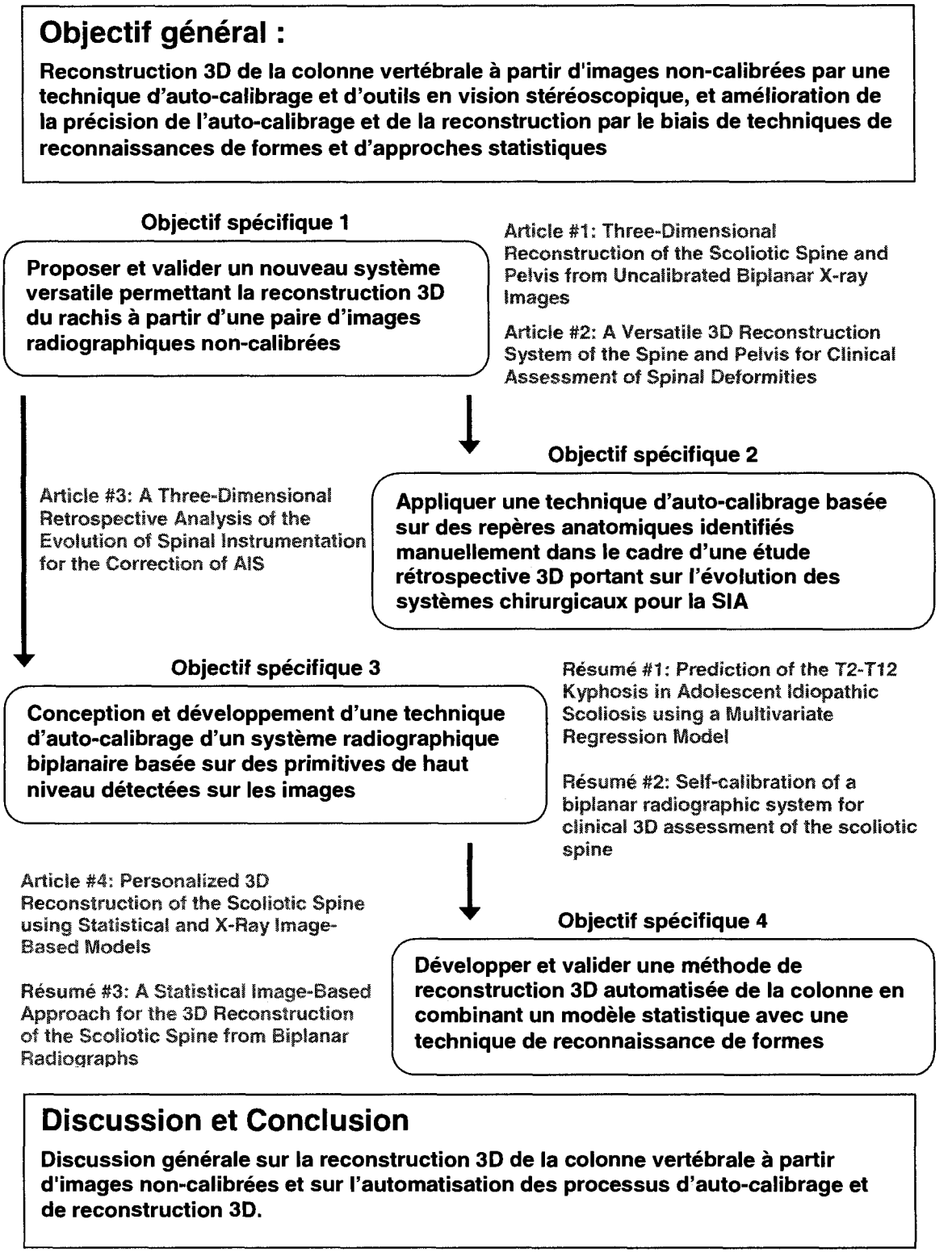


Figure 3.1 : Organisation méthodologique de la thèse par articles en fonction des objectifs.

Chapitre 4

Présentation de l'article 1 – Three-Dimensional Reconstruction of the Scoliotic Spine and Pelvis from Uncalibrated Biplanar X-ray Images

La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de cet article est évaluée à 90%. Cet article a été publié par la revue « Journal of Spinal Disorders and Techniques » au mois d'avril 2007.

Remarques : Ce premier article présente une étude visant à évaluer la précision de la reconstruction 3D de la colonne vertébrale et du bassin à partir d'images radiographiques non-calibrées. L'article propose un algorithme afin de calibrer la configuration radiographique en utilisant uniquement des repères anatomiques identifiés manuellement sur les images. Les résultats démontrent que les modèles sont statistiquement similaires à des reconstructions 3D obtenues avec des radiographies calibrées, en termes d'indices cliniques 2D et 3D.

THREE-DIMENSIONAL RECONSTRUCTION OF THE SCOLIOTIC SPINE AND PELVIS FROM UNCALIBRATED BIPLANAR X-RAY IMAGES

Samuel Kadoury, M.Eng.[1, 2], Farida Cheriet, Ph.D. [1, 2], Jean Dansereau, Ph.D. [1, 2], Hubert Labelle, M.D. [2].

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

(2) Sainte-Justine Hospital Research Centre, 3175 Cote-Sainte-Catherine, Montreal, (Quebec), Canada, H3T 1C5.

E-mail: samuel.kadoury@polymtl.ca, farida.cheriet@polymtl.ca, jean.dansereau@polymtl.ca, hubert.labelle@recherche-ste-justine.qc.ca.

This paper was supported in part by the National Sciences and Engineering Research Concil of Canada (NSERC).

Corresponding author: Samuel Kadoury
Telephone: 1 + (609) 734 6500
Fax: 1 + (609) 734 6565

ABSTRACT

Current three-dimensional (3D) reconstruction methods based on explicit or implicit calibration procedure require a calibration object to generate calibrated X-rays for the 3D reconstruction of the human spine and the pelvis. However in order to conduct retrospective studies where no 3D technology is available, 3D reconstruction must be performed from X-ray images where no calibration object was used. The current state of the art offers a variety of methods to obtain a personalized 3D model of a patient's spine, however none have presented a clinically proven method which allows a 3D reconstruction using uncalibrated X-rays. The main objective of this study was to propose a self-calibration method using only the anatomical content of the X-ray images and evaluate its clinical feasibility on non-calibrated X-ray images for the 3D reconstruction of the scoliotic spine and pelvis. The rationale for proposing a 3D reconstruction method from uncalibrated X-rays is to allow access to 3D evaluation of spinal deformities in any standard clinical set-up and to enable the conduct of retrospective studies of any kind. In order to assess the validity of the 3D reconstructions yielded by the proposed algorithm, a clinical study using 60 pairs of digitized X-rays of children was conducted. The mean age for this group of 60 patients was of 14 ± 3 (range 8–18) years old. All the children in the study group had scoliosis, with an average Cobb angle on the frontal plane of 25 degrees (range 3–70 degrees). For each case, a 3D reconstruction of the spine and pelvis was obtained using both explicit and self-calibration methods, from calibrated and uncalibrated X-rays respectively. Results show that 3D reconstructions obtained with the proposed method from uncalibrated X-ray images yield- geometrical models that exhibit insignificant differences for 2D and 3D clinical indices commonly used in the evaluation of spinal deformities. This allows a 3D clinical assessment of scoliotic deformities from standard X-rays without the need for calibration, as well as providing access to this technology in any clinical set-up and allowing to perform retrospective studies, which were previously impossible.

Keywords: 3D reconstruction; uncalibrated biplanar X-ray images; self-calibration algorithm; spinal deformities; retrospective studies.

4.1 Introduction

Recent progress in digital X-ray imaging, computer vision and pattern recognition have increased the demand for fully automated evaluation systems in the medical field. One of these applications is the three-dimensional (3D) reconstruction of the spine from biplanar X-ray images for the evaluation of spinal deformities, such as Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS). Three-dimensional models of the spine have been used to predict the outcome of orthopedic treatment [1]-[3].

In the past decade, many clinical studies have used 3D data for the evaluation of spinal deformities. There exist several imaging modalities which can offer an accurate 3D representation of the bone structures of the human trunk. For example magnetic resonance imaging (MRI) is very attractive because it is non invasive for the patient, but it is unfortunately not suitable for a post-operative 3D evaluation due to the ringing artifacts caused by the surgical implants, as well as being quite costly. On the other hand, X-ray computerized tomography (CT) is a more cost effective modality than MRI, but exposes the patient to a higher dose of ionizing radiation and cannot be done in the standing position. For these reasons, biplanar radiography is still the imaging modality which is most frequently used for the 3D clinical assessment of spinal deformities.

The main limitation of current stereo-radiographic 3D reconstruction techniques, such as the Direct Linear Transform (DLT) developed by Marzan [4] and adapted by Dansereau et al. [5], is that a calibration object that surrounds the entire reconstruction volume (the patient's trunk) and a positioning system are required for routine clinical X-rays. Unfortunately, the use of a calibration object in a clinical environment presents several

other limitations. First, this object located on either side of the patient is incorporated into a positioning apparatus which is unavailable in most clinical set-ups. Second, the patient is positioned between the two sheets which can often create fear and discomfort for the subject. Furthermore, the design of this object is not obvious because it must be adjustable for patients of different heights. In addition, such a calibration object is not suited for patients lying down in prone position during a surgical procedure [6].

Hence, the DLT approach makes it impossible to perform 3D analyses of the correction during the surgery for scoliosis treatments, as well as making it very difficult to use in most clinical centers with no expertise in calibration procedures. Given the significant extrapolation error of the DLT technique [7], the calibration object was built large enough to position any anatomical structure to be reconstructed within its limits. When the patients can be kept in the standing position during image acquisition, the accuracy of this method is adequate for clinical 3D reconstruction of the spine of scoliotic patients [8],[9]. Therefore this method can be used for the acquisition of pre-operative and post-operative X-rays, but is not suitable for intra-operative X-rays.

To overcome these limitations, Cheriet proposed a solution to the intra-operative problem [10][11], by using a small calibration object in conjunction with a state of the art explicit calibration technique which yields very accurate results using this latter object placed over the patient. It is based on the non-linear optimization of a set of geometrical parameters that describe the radiographic setup. It requires only a small calibration object which is placed over the patient during the acquisition of intra-operative radiographs. This technique is suitable for intra-operative situations, but because it still requires this calibration object, it cannot be used for retrospective intra-operative 3D reconstruction, which is required for the comparative study of new surgical techniques against older ''gold standard''procedures [12],[13].

The self-calibration procedure estimates the X-ray source and film locations and orientation relative to the patient's frame of reference by only using the natural content of the images (such as anatomical structures). The general idea is to adjust the geometric parameters that describe the radiographic setup in such a way to minimize retroprojection errors. The main difference between self-calibration and explicit calibration is that there is no longer a calibration object. Instead, the algorithm uses matched anatomical landmarks identified on a pair of X-rays and approximate geometric parameters to calibrate the X-rays. The 3D position of the matched landmarks is updated iteratively until the system converges to a stable state which reflects a valid solution. Currently, 3D reconstructions of scoliotic trunks are obtained at our hospital using an explicit algorithm that still requires the patient to wear a calibration jacket during radiographic exposures, hence still using calibrated X-ray images for the 3D reconstruction. The objective of this study was to evaluate the clinical accuracy of the 3D reconstruction process using uncalibrated X-ray images for this reconstruction process, by taking only the images natural contents such as the patient's anatomical landmarks, and compare the obtained 3D models with those obtained from calibrated X-rays. The rationale for proposing a 3D reconstruction method from uncalibrated X-rays is to allow access to 3D evaluation of spinal deformities in any standard clinical set-up and to enable the conduct of retrospective studies of any kind, including intra-operative studies for comparisons of surgical procedures, using either standing, prone or bending X-rays.

4.2 Materials and Methods

4.2.1 Image acquisition

One postero-anterior (PA) and one lateral (LAT) X-ray image are acquired from the radiographic setup shown in Figure 1 for the 3D reconstruction of the spine and pelvis. The positioning apparatus allows a 90° rotation by the means of a rotary platform to bring the patient from lateral to the PA position. Because of high signal to noise ratio

and deterioration present in the images, a restoration filter based on partial differential equations was used in this study [14] in order to enhance the contrast in the X-rays.

4.2.2 3D reconstruction of the spine and pelvis using the self-calibration algorithm

To obtain a three-dimensional model of the patient's spine, six anatomical landmarks per vertebra (centers of superior and inferior vertebral endplates, and the tips of both pedicles) are digitized and then matched manually by an expert. To reconstruct the pelvis, 24 anatomical landmarks shown in Figure 2 are identified to obtain a more refined geometry. However to obtain a three-dimensional coordinate for each matched landmark on the spine and pelvis, the optimized geometrical parameters of the radiographic system must be determined using the self-calibration algorithm. These can then be used to obtain the 3D reconstruction of the bone structures from their two projections, which is a straightforward resolution of a linear set of equations [15].

The self-calibration algorithm is based on the minimization of landmark retro-projection errors by optimizing geometric parameters that describe the radiological set-up that lead to an optimal 3D reconstruction of the spine and the pelvis. The approach involves explicit use of the description of the calibration matrices which includes the geometrical parameters of the radiographic system.

The main difference between self-calibration and explicit calibration is that the real 3D coordinates of the landmarks are unknown. To overcome this, self-calibration relies on a set of initial approximation of the geometric parameters that describe the radiographic setup, and is used to generate a 3D reconstruction of the anatomical landmarks. The initial approximation in this case is based on the definitions of standard PA and LAT views, and is defined in Table 1. The position and orientation are defined with respect to the Scoliosis Research Society (SRS) described by Stokes [16].

Hence the first step of the method is to initialize the algorithm with an initial estimation of the geometric parameters. Then the six anatomical landmarks per vertebra, consisting of the centers of the superior and inferior vertebral endplates, as well as the tips of both pedicles, which were identified by an expert are reconstructed in 3D using the current approximation of the geometric parameters. The three-dimensional landmarks are then retro-projected onto both X-ray images using the projection matrices. The geometric parameters are then updated based on a minimization of the mean squared distance between the projections of the landmarks of unknown 3D coordinates and those identified by an expert on the X-ray images. This step is performed using an explicit calibration algorithm described in [17]. The set of parameters and projection matrices are therefore regenerated and this procedure is repeated until the system reaches a steady state, where the distance between the observed and computed projections falls to a minimum.

4.2.3 Methodology for the clinical evaluation of the self-calibration procedure

The experimental methodology for the clinical validation of the proposed self-calibration algorithm is described in this section. The different calibration apparatus, as well as the methodology for evaluating the algorithm on uncalibrated images are presented in detail. In this study, a comparison between two different calibration methods was performed by generating a 3D reconstruction of the spine and pelvis using an explicit method from calibrated X-rays, and the proposed self-calibration algorithm from uncalibrated X-ray images.

This first approach consists of using a calibration object to calibrate the system for the 3D reconstruction of the spine and pelvis. This system was validated in a previous study [18], and requires the patient to wear a calibration vest with 16 embedded radio-opaque lead pellets which offers easily identifiable markers on both X-ray images. Half of the markers are 6.7mm in diameter, while the remaining markers are 3.5mm. However even if these markers are easily identifiable on the X-ray images, and can be detected with

high degree of precision, only 13 matched markers on average are used by the explicit calibration algorithm. The positioning apparatus (Fig. 1) described above is a viable method for ensuring patient stability between radiographic exposures, but also has an external calibration plate (25cm x 16cm) fixed on a positioning apparatus, visible only on the PA view. Six (6) pellets with known 3D coordinates are encrusted in the plate, and can be used for information relative to the referential orientation and three-dimensional scaling.

The second approach consists of evaluating the proposed method by using the natural content of the X-ray images, hence by taking the anatomical landmarks on the patient's spine, such as points identified on the vertebral body and pedicles (Figure 3), for the self-calibration procedure. This approach therefore only used uncalibrated X-rays to obtain a three-dimensional model of the patients' spine, thus removing the need of using the markers from a calibration object, such as the jacket and the positioning system with the external calibration plate used in the previous approach at our hospital.

4.2.4 Clinical data

In order to assess the validity of the 3D reconstructions yielded by the proposed self-calibration algorithm, a clinical study using real data was conducted. This data consisted of pairs of digitized X-rays of 60 children. This study group was comprised of 45 girls (75.0%) and 15 boys (25.0%). The mean age for this group of 60 patients was of 14 ± 3 (range 8–18) years old. All the children in the study group had scoliosis, with an average major Cobb angle on the frontal plane of 25 degrees, (range 3–70 degrees). For each patient in the data set, a 3D reconstruction of the spine and pelvis was obtained from both calibrated and uncalibrated X-ray images. A series of 2D and 3D clinical data were subsequently extracted from these models in order to compare both methods. Table II lists the clinical indexes which were used to evaluate and compare the 3D reconstructions, while Figure 4 shows their respective graphical representations.

4.3 Results and Discussion

4.3.1 Accuracy of the method

The accuracy of the proposed technique was tested in previous studies [18][19], where a dry spine was reconstructed using self-calibration from a postero-anterior and a lateral X-ray taken under controlled conditions. The 3D model was compared to measurements taken by a coordinate measuring system.

The experiment yielded an RMS reconstruction error of 1.7mm, showing that the algorithm yields acceptable level of precision. This level of accuracy for the reconstruction was very promising, as the RMS error was in the same order of magnitude as the accuracy of the DLT based method [20].

4.3.2 Landmark selection experiments

The self-calibration algorithm is very sensitive to the quality of the input data that is acquired through an error prone manual identification process. The uncertainty in the matching of stereo-corresponding anatomical landmarks is a critical factor that can determine whether the algorithm converges or not.

The following experiment consisted in analyzing the root-mean squared (RMS) retro-projection error of each of the sixty reconstructed spines with self-calibration performed on uncalibrated X-rays. In order to select the best possible landmarks, an algorithm proposed by Novosad [21] was used in order to automatically select the landmarks used in the self-calibration process. This method used two criterions: the distance of a point to its corresponding epipolar line, as well as the spatial distribution of the selected group of points in order to have points which were uniformly distributed around the volume the patient.

The results of this experiment (Figure 5) depict the evolution of the RMS retro-projection errors with respect to the number of landmarks used by self-calibration, which were separated into different anatomical groups. When using the vertebral endplates, the algorithm offers the lowest retro-projection errors ($\hat{\varepsilon}_{epipolar}$=0.481), followed by the superior pedicles ($\hat{\varepsilon}_{epipolar}$=0.591), while the algorithm yielded the least accurate results when taking the inferior pedicles points ($\hat{\varepsilon}_{epipolar}$=0.853). In general, the self-calibration algorithm presents less accurate results when using pedicles than vertebral endplates.

4.3.3 Clinical comparison of 3D clinical data between calibrated and uncalibrated X-ray images

The final experiment in this study was to obtain the three-dimensional reconstruction for each of the sixty patient data under the different configurations stated in the methodology, extract a series of 3D clinical indices and compare the differences for each index. Based on the results obtained from the previous experiment, the centre of the endplates and superior tips of the pedicles of all vertebrae were the landmarks used by the self-calibration algorithm (68 matched points). Tables III and IV presents the results obtained from these tests. The average retro-projection errors are significantly lower when using self-calibration on uncalibrated X-rays. The difference of the computerized Cobb angle in the frontal plane ($C_{PA}^{PT}, C_{PA}^{MT}, C_{PA}^{L}$) between calibrated and uncalibrated images is almost identical, while slightly higher in the sagittal plane ($C_{LAT}^{T4-T12}, C_{LAT}^{L1-L5}$). The orientation of the planes of maximum deformity ($\theta_{PMC}^{PT}, \theta_{PMC}^{MT}, \theta_{PMC}^{L}$) offers very acceptable clinical results, with insignificant differences. Balance (y_{T1-L5}, x_{T1-L5}) however gives a greater difference to the original system, and can be explained by the fact that the reference planes are different in both cases. While the calibrated X-rays use the external calibration plate, the uncalibrated X-rays use the border of the images as reference. Spinal length (l_{3D}) gives very different results, with a

difference reaching over 14mm, thus indicating that this measure is unreliable when using uncalibrated X-rays. This can be explained by the fact the algorithm does not have any 3D knowledge, thus not taking into account the scaling factor. However introducing a small object of known dimension could solve this problem without complicating the acquisition procedure. The geometric indexes measured on the pelvis ($\beta_{S1/P}, \beta_P, \gamma_{SS}, \alpha_A$) offer less precise results, but still very acceptable when considering that the points located on the pelvis are not clearly visible on the radiographs. In fact when comparing these results to the variability of pelvic indexes [22], the differences exhibited in this study can be considered insignificant. These differences for the measures on the pelvis may be explained by the fact that the 3D reconstructions from the calibrated X-rays were calibrated from easily identifiable steel pellets incrusted in the jacket which surrounds the pelvis. On the other hand, the uncalibrated X-rays only used the landmarks from the spine, thus introducing extrapolation errors for the pelvis. The reason for not using the point pelvis lies from the sensitivity of the self-calibration algorithm towards inaccurate manual landmark identifications. Currently, the identification of anatomical landmarks is performed by a human operator and is inevitably affected by many factors. It is difficult to place markers exactly on the vertebral landmarks and match them between both views. Furthermore, it is a time-consuming, tedious, error-prone procedure, and repeatability cannot be assured. However using an automated method which will precisely detect the landmarks on the X-rays without relying on an operator will inevitably increase the reliability and robustness of the method.

From the results and the clinical data presented in this section, we can confidently state that the results obtained from the novel system for the 3D reconstruction of the human spine and pelvis from uncalibrated X-ray images compares very well with models obtained with calibrated images.

4.4 Conclusion

In this paper, a technique was presented to perform 3D reconstructions of the spine and pelvis from uncalibrated radiographic images, thus allowing for the first time an access to 3D reconstruction for any clinical institution or hospital without the need for calibration procedures and positioning devices, and permitting to conduct large-scale retrospective comparative studies, including intra-operative studies for comparative surgical techniques, using a wide spectrum of types of X-rays, such as standing, lying down or bending positions. The technique involves a self-calibration procedure in conjunction with a set of initial approximation of the radiological setup in order to minimize retro-projective errors. The results confirm that self-calibration is a viable method for the 3D reconstruction of the human spine and pelvis from uncalibrated X-rays, as well as being an accurate and reliable alternative to other three-dimensional reconstruction methods, such as the DLT. The accuracy of the method is sufficient for the extraction of meaningful 3D clinical data as well as allowing the 3D reconstruction of spines from intra-operative X-rays in the context of retrospective studies, which was impossible with previous methods that require calibration object.

This paper also confirms the sensitivity of the self-calibration algorithm towards the type and quality of the input landmarks used for the procedure. Experimental results showed that using the center of the vertebral endplates yields significantly more accurate 3D reconstructions when compared to using the inferior tips of the pedicles. However these landmarks were identified manually and in order to reduce inaccurate results and advance this technique to routine clinical practice, it must reach a more automated level of development. The method is therefore in the process of being adapted to exploit the radiographs' natural image content by automatically extracting the contours of vertebral bodies and their endplates. The anatomical landmarks are subsequently located automatically, and are then matched on two views, rather than relying on a set of

manually identified points. This will undoubtedly improve the accuracy and robustness of the 3D reconstruction which is a prerequisite for an accurate 3D clinical assessment of spinal deformities. The task to develop a fully automated method for routine clinical evaluation is currently under investigation.

An upcoming retrospective study will use the self-calibration method to analyze the 3D correction of Adolescent Idiopatheic Scoliosis achieved by the Harrington-Luque technique. The study will involve patients treated at our Hospital between 1982 and 1987, thus before the introduction of a calibration object during the radiographic acquisition performed at the hospital radiology department. It will then be possible to evaluate the 3D correction achieved by the Harringtion-Luque technique in comparison with more recent procedures, such as the Cotrel-Dubousset technique. The validation study allowed the assessment of the accuracy of the new method and showed that the clinical indices calculated from the new method are quite similar to those calculated from the standard method based on the DLT technique. Furthermore, this technique will make it possible to undertake vast multi-centre studies since it suits almost any standard radiological procedure.

4.5 References

[1] Aubin CE, Dansereau J, and Labelle H. Biomechanical simulation of the effect of the Boston brace on a model of the scoliotic spine and thorax (in French). *Ann Chir.* 1993; 47:881–887.

[2] Aubin CE, Dansereau J, De Guise JA, and Labelle H. Rib cage-spine coupling patterns involved in brace treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine.* 1997; 22:629–635.

[3] Gignac D, Aubin CE, Dansereau D, and Labelle H. Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model. *Eur. Spine J.* 2000; 9:185–290.

[4] Marzan GT. *Rational Design for Close-Range Photogrammetry.* Ph.D. Thesis, Department of Civil Engineering, University of Illinois at Urbana-Champaign, 1986.

[5] Dansereau J, and Stokes IAF. Measurements of the Three-Dimensional Shape of the Rib Cage. *Journal of Biomechanics.* 1988; 21:893-901.

[6] Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, De Guise JA, Rivard CH, and Poitras B. Peroperative Three-Dimensional Correction of Idiopathic Scoliosis with the Cotrel-Dubousset Procedure. *Spine.* 1995; 20:1406-1409.

[7] Wood GA, and Marshall RN. The Accuracy of DLT Extrapolation in Three-Dimensional Film Analysis. *Journal of Biomechanics.* 1986; 19:781-785.

[8] Aubin CE, Dansereau J, Parent F, Labelle H, and De Guise JA. Morphometric Validations of Personalized 3D Reconstructions and Geometric Models of the Human Spine. *Medical & Biological Engineering & Computing.* 1997; 38:1-8.

[9] Dansereau J, Beauchamp A, De Guise, H. Labelle. Three-Dimensional Reconstruction of the Spine and Rib Cage from Stereoradiographic and Imaging Techniques. *16th Conference of the Canadian Society of Mechanical Engineering.* 1990; 2:61-64.

[10] Cheriet F, Delorme S, Labelle H, Aubin CE, De Guise JA, and Dansereau J. Intraoperative 3D Reconstruction of the Scoliotic Spine from Biplanar Radiographic Images. *Research into Spinal Deformities 2.* I. A. F. Stokes (Ed.), IOS Press, 1999:187-190.

[11] Cheriet F, and Meunier J. Self-calibration of a Biplane X-ray Imaging System for an Optimal 3D Reconstruction. *International Journal on Computerized Medical Imaging and Graphics.* 1999; 23:133-141.

[12] Ghanem IB, Hagnere F, Dubousset JF, Watier B, Skalli W, and Lavaste F. Intraoperative Optoelectronic Analysis of Three-Dimensional Vertebral Displacement After Cotrel-Dubousset Rod Rotation. *Spine.* 1997; 22:1913-1921.

[13] Sawatzky BJ, Tredwell SJ, Jang SB, and Black AH. Effects of Three-Dimensional Assessment on Surgical Correction and on Hook Strategies in Multi-Hook Instrumentation for Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine.* 1998; 23:291-295.

[14] Kadoury S, and Cheriet F. X-ray image restoration with adaptive PDE filter for an accurate calibration of the acquisition system for the 3D reconstruction of the human spine. *20th Conference Computer Assisted Radiology and Surgery.* 2006, In Press.

[15] Trucco E, and Verri A. *Introductory Techniques for 3-D Computer Vision.* Prentice Hall, Upper Saddle River, New Jersey; 1998.

[16] I. Stokes. Three-Dimensional Terminology of Spinal Deformity. *Spine.* 1994;19:236-248.

[17] Cheriet F, Dansereau J, Petit Y, Aubin CE, De Guise JA, and Labelle H. Towards the self-calibration of a multiview radiographic imaging system for the 3D reconstruction of the human spine and rib cage. *Int. J. Pattern Recognition Artif. Intell.* 1999; 13:761-779.

[18] Remaki L, Cheriet F, Bellefleur C, Labelle H, and Dansereau J. A Robustness Study of Self-calibration Technique for the Radiographic 3D Reconstruction of Human Spine. *Archives Physiology and Biochemistry* .vol. 108, no. 1/2, 2000.

[19] Novosad J, Cheriet F, Delorme S, Poirier S, Beausejour M, and Labelle H. Self-Calibration of Biplanar Radiographs for the Retrospective Study of the 3D Correction of AIS. *Research into Spinal Deofrmities.* IOS Press, 2002.

[20] Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, and Jequier JC. Variability of geometric measurements from three-dimensional reconstructions of scoliotic spines and rib cages. *Eur. Spine J.* 1995; 4:88–94.

[21] Novosad J, Cheriet F, and Labelle H. 3D Reconstruction of the Spine from Uncalibrated Biplanr intraoperative X-ray Images. *Canadian Medical and Biological Engineering Society.* 2002.

[22] Delorme S, Petit Y, De Guise JA, Labelle H, Aubin CE, and Dansereau J. Assessment of the 3-D Reconstruction and High-Resolution Geometrical Modeling of

the Human Skeletal Trunk From 2-D Radiographic Images. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2003; 50:989-998.

[23] Cobb JR. Outline for the study of scoliosis. *Amer. Acad. Orthop. Surg. Instruct. Lect.*. 1948; 5:261–275.

[24] Delorme S, Labelle H, Aubin CE, De Guise JA, and Dansereau J. Comparison between clinical Cobb angles and measurements performed on vertebral bodies, pedicle centroids and spinous processes (in French). *Ann. Chir.* 1999; 53: 792–797.

[25] Delorme S, Violas P, Dansereau J, De Guise JA, Aubin CE, and Labelle H. Preoperative and early postoperative changes of the rib cage after posterior instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur.Spine J.* 2000; 10: 101–106.

[26] Papin P, Labelle H, Delorme S, Aubin CE, De Guise JA, and Dansereau J. Long-term three-dimensional changes of the spine after posterior spinal instrumentation and fusion in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur. Spine J.* 1999; 8:16–21.

[27] Stokes IAF, Bigalow LC, and Moreland MS. Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis. *Spine.* 1986; 11:213–218.

[28] Legaye J, Duval-Beaupere G, Hecquet J, and Marty C. Pelvic incidence: A fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur. Spine J.* 1998; 7: 99–103.

[29] Walker A, and Dickson RA. School screening and pelvic tilt scoliosis. *Lancet.* 1984; 2:152–153.

[30] Gauvin C, Dansereau J, Petit Y, De Guise JA, and Labelle H. Customized 3D radiographic reconstruction of the human pelvis (in French). *Ann. Chir.* 1998; 52:7.

4.6 Figures

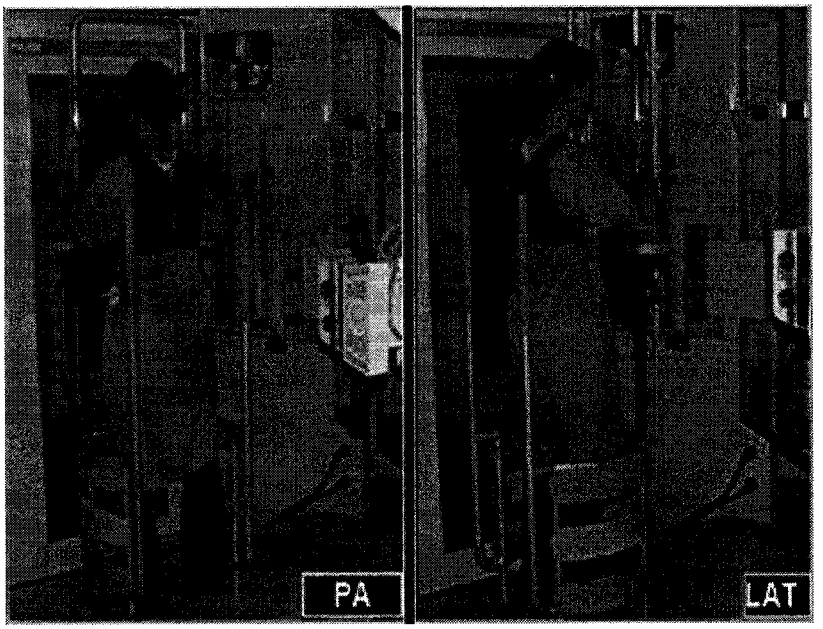


Figure 1 X-ray acquisition system setup with positioning apparatus.

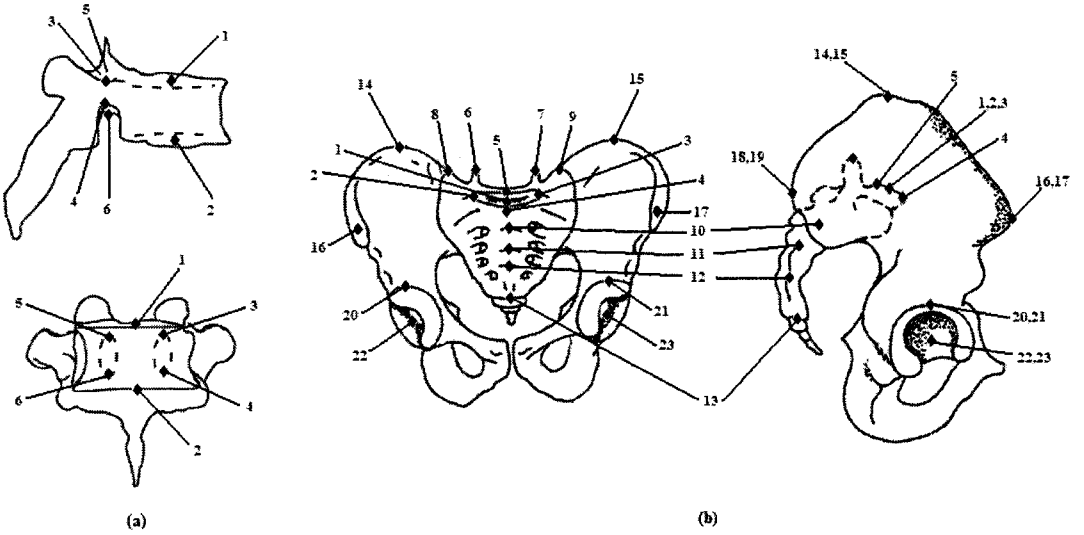


Figure 2 Anatomical landmarks identification (a) on the vertebrae: 1–6 corresponding points (1–2: endplate centers; 3–6: pedicle tips); (b) on the pelvis: 1–13 on the sacrum (1–5: S1 endplate; 6–7 S1 articular processes; 8–9: extremities of sacral wings; 10–13: S2 to S5 endplate centers), 14–23 on the iliac bones (14–19: superior, anterior and posterior extremities of the iliac crests; 20–21: acetabuli; 22-23: femoral heads).

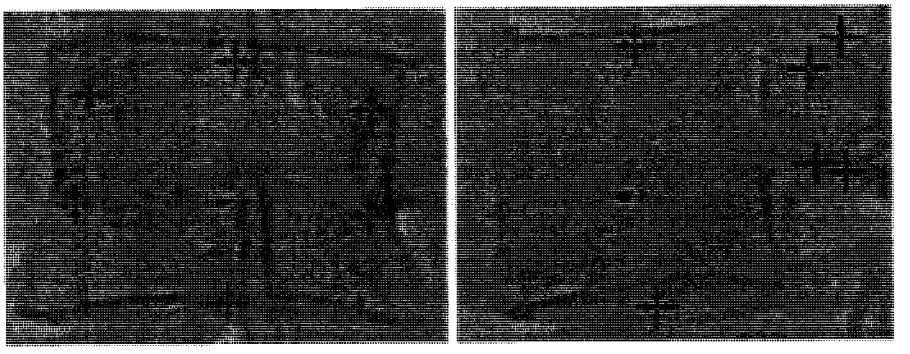


Figure 3 Sample anatomical landmarks (pedicles and vertebral endplates) used by the self-calibration algorithm.

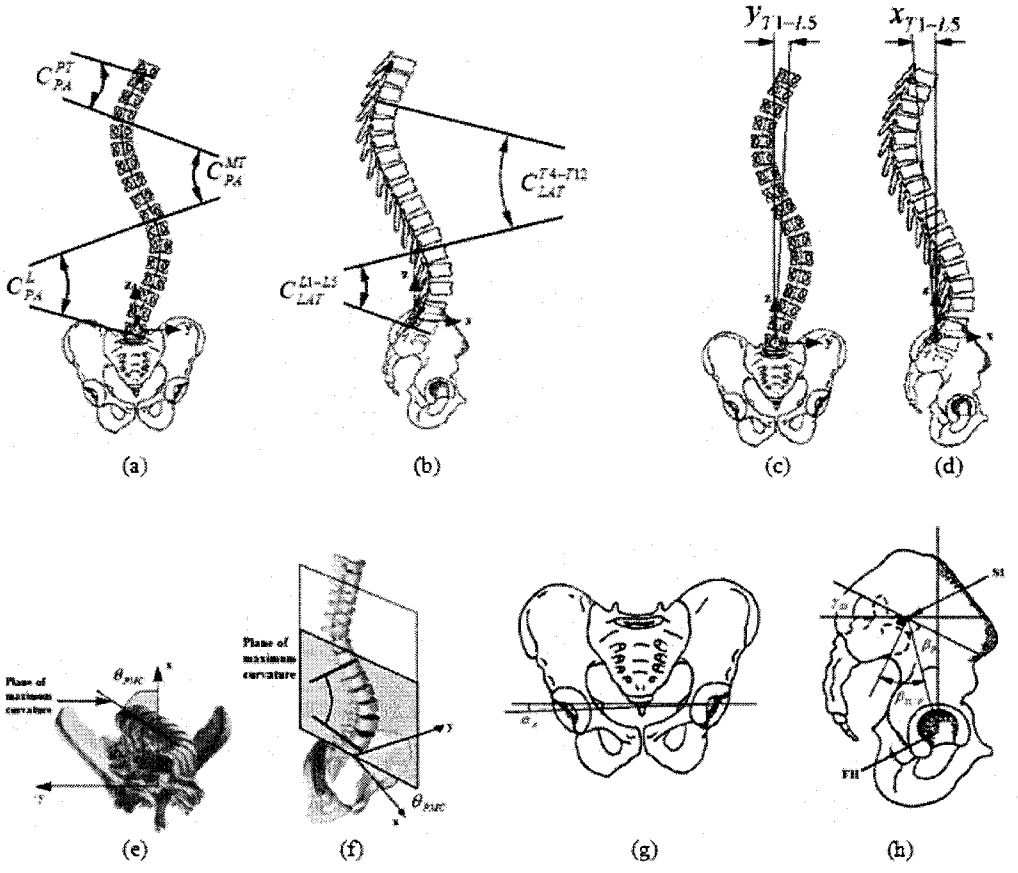


Figure 4 Graphical representation of 2D and 3D clinical indices used for the evaluation of spinal deformities. Cobb angle (a) in the frontal plane and (b) in the sagital plane. Balance of the spine in (c) the frontal plane and (d) the sagittal plane. Plane of maximal curvature in (e) 3-D view and (f) top view. Geometrical indexes measured on the pelvis in (g) the frontal plane and (h) the sagittal plane. Symbols *S1* and *FH* refer to the center of the superior sacrum and the femoral heads respectively.

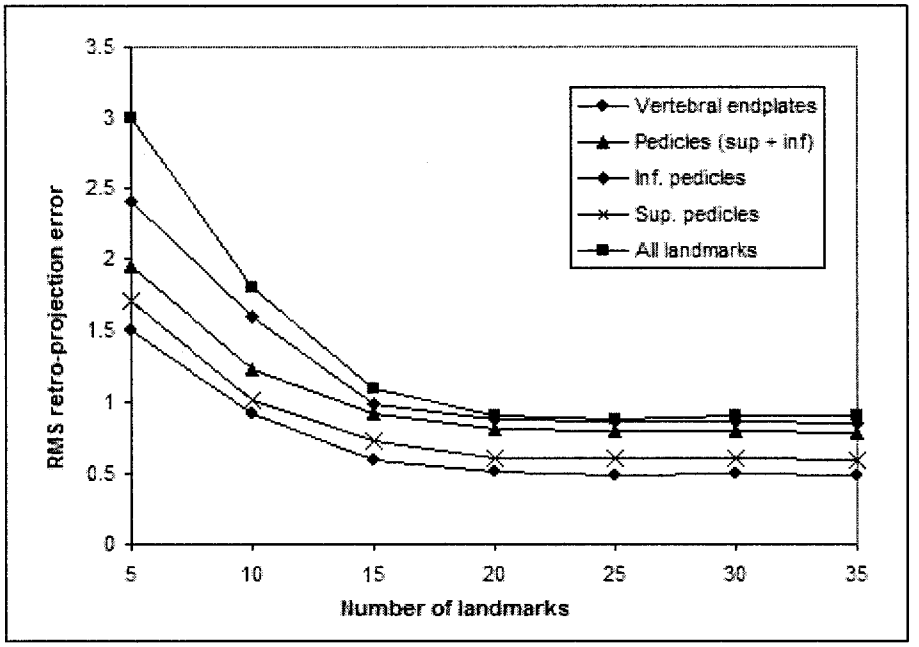


Figure 5 RMS retro-projection error in millimetres (average) vs. Number of landmarks used for self-calibration.

4.7 Tables

Table 1 Initial approximations for PA and LAT views.

Geometric parameter	PA	LAT
Principal distance (from source to film)	1825 mm	1825 mm
Principal point	Centre of image	Centre of image
X-ray source position	-1775, 0, 0 mm	-300, 1475, 0 mm
Image plane orientation (euler angles about x, y and z axes)	-π/2, 0, π/2 radians	π/2, π, 0 radians

Table 2 List of geometrical indexes measured on the 3D models of the spine and pelvis. The PT, MT and L superscripts refer to the Proximal Thoracic, Main Thoracic and Lumbar curves respectively.

Symbol	Anatomical region	Index name	Figure	Reference
$\varepsilon_{Epipolar}$	spine	error on the epipolar geometry		
C_{PA}^{PT} , C_{PA}^{MT} , C_{PA}^{L}	spine	computerized Cobb angle in frontal plane	Fig. 4 (a)	[20][23] [24]
C_{LAT}^{T4-T12} , C_{LAT}^{L1-L5}	spine	computerized kyphosis and lordosis	Fig. 4 (b)	[24]
θ_{PMC}^{PT} θ_{PMC}^{MT} θ_{PMC}^{L}	spine	orientation of the plane of maximal curvature	Fig. 4 (e)	[20]
θ_{APEX}^{MT}	vertebra	axial rotation at the apical apex		[27]
y_{T1-L5}	spine	frontal balance	Fig. 4 (c)	[25]
x_{T1-L5}	spine	sagittal balance	Fig. 4 (d)	[25]
l_{3D}	spine	length of the spinal curve		[26]
$\beta_{S1/P}$	pelvis	pelvic incidence	Fig. 4 (h)	[28]
β_{P}	pelvis	pelvic tilt	Fig. 4 (h)	[30]
γ_{SS}	pelvis	sacral slope	Fig. 4 (h)	[28]
α_{A}	pelvis	hip obliquity	Fig. 4 (g)	[29]

Table 3 Spine and pelvis indexes: Mean values on 60 3D reconstructions of the spine for configurations *C1* and *C2*; *C1* (3D reconstruction using previous system [18] with calibrated X-rays); *C2* (3D reconstruction using uncalibrated X-rays).

Symbol	Units	*C1*	*C2*
$\varepsilon_{Epipolar}$	mm	1.35	0.83

Table 4 Spine and pelvis indexes: RMS difference of the geometrical indexes measured on 60 3D reconstructions of the spine and pelvis, obtained for configurations *C1* and *C2*.

Symbol	Units	*C1* vs *C2*
$\varepsilon_{Epipolar}$	mm	0.57 ± 0.49
C_{PA}^{PT}	deg	0.22 ± 0.24
C_{PA}^{MT}	deg	0.08 ± 0.10
C_{PA}^{L}	deg	0.10 ± 0.11
C_{LAT}^{T4-T12}	deg	0.35 ± 0.34
C_{LAT}^{L1-L5}	deg	0.27 ± 0.26
θ_{PMC}^{PT}	deg	0.42 ± 0.79
θ_{PMC}^{MT}	deg	0.24 ± 0.47
θ_{PMC}^{L}	deg	0.31 ± 0.53
θ_{APEX}^{MT}	deg	0.40 ± 0.47
y_{T1-L5}	deg	0.53 ± 0.51
x_{T1-L5}	deg	1.45 ± 1.03
l_{3D}	mm	**14.19 ± 8.00**
$\beta_{S1/P}$	deg	0.49 ± 0.67
β_{P}	deg	0.99 ± 1.10
γ_{SS}	deg	0.91 ± 0.89
α_{A}	deg	0.44 ± 0.46

Chapitre 5

Présentation de l'article 2 – A Versatile 3D Reconstruction System of the Spine and Pelvis for Clinical Assessment of Spinal Deformities

La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de cet article est évaluée à 90%. Cet article a été publié par la revue « Medical and Biological Engineering and Computing » au mois de mai 2007.

Remarques : Ce deuxième article présente un nouveau système de reconstruction 3D versatile permettant l'évaluation clinique des déformations scoliotiques en 3D dans un environnement clinique. L'article propose un petit objet de dimensions connues et présente un algorithme afin de déterminer une approximation initiale des paramètres géométriques du contexte radiographique, dans l'objectif d'auto-calibrer le système en utilisant les repères anatomiques identifiés sur les vertèbres. Les résultats démontrent que des reconstructions 3D à l'échelle métrique peuvent être obtenues avec précision.

A VERSATILE 3-D RECONSTRUCTION SYSTEM OF THE SPINE AND PELVIS FOR CLINICAL ASSESSMENT OF SPINAL DEFORMITIES

Samuel Kadoury[1, 2], Farida Cheriet [1, 2], Catherine Laporte [3], Hubert Labelle [2].

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

(2) Sainte-Justine Hospital Research Centre, 3175 Côte-Sainte-Catherine, Montreal, (Quebec), Canada, H3T 1C5.

(3) McGill University, Centre for Intelligent Machines, McConnell Engineering Building, 3480 University Street, Montreal (Quebec), Canada, H3A 2A7.

This paper was supported in part by the National Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC) and the Fonds Quebecois de la Recherche sur la Nature et les Technologies (FQRNT).

Corresponding author: Samuel Kadoury
Telephone: 1 + (514) 773-0341
Fax: 1 + (514) 345 4755
E-mail: samuel.kadoury@polymtl.ca

ABSTRACT

This paper presents a three-dimensional (3-D) reconstruction system of the human spine for the routine evaluation of musculoskeletal pathologies like idiopathic scoliosis. The main objective of this 3-D reconstruction system is to offer a versatile and robust tool for the 3-D analysis of spines in any healthcare centre with standard clinical setup using standard uncalibrated radiographic images. The novel system uses a self-calibration algorithm and a weak-perspective method to reconstruct the 3-D coordinates of anatomical landmarks from bi-planar radiographic images of a patient's trunk. Additionally, a small planar object of known dimensions is proposed to warrant an accurately scaled model of the spine. In order to assess the validity of the 3-D reconstructions yielded by the proposed system, a clinical study using 60 pairs of digitized X-rays of adolescents was conducted. The subject cohort in the study group was composed of 51 scoliotic and 9 non-scoliotic patients, with an average Cobb angle on the frontal plane of 25 degrees. For each case, a 3-D reconstruction of the spine and pelvis was obtained with the previous system used at our hospital (which requires a positioning apparatus and a calibration jacket), and with the proposed method. Results show that 3-D reconstructions obtained with the new system using uncalibrated X-ray images yield geometrically accurate models with insignificant differences for 2-D and 3-D clinical indexes commonly used in the evaluation of spinal deformities. This demonstrates the system to be a viable and accurate tool for clinical studies and biomechanical analysis purposes, with the added advantage of versatility to any clinical setup for routine follow-ups and surgical planning.

Keywords: Spine 3-D reconstruction; Portable X-ray systems; Self-calibration; Weak-perspective; Spinal deformities.

5.1 Introduction

For several musculoskeletal pathologies like idiopathic scoliosis, single radiographic images do not offer the information necessary to understand the 3-D aspects of the deformities (e.g. intrinsic vertebral deformities, inter-vertebral disc wedging, spine torsion, rib cage and pelvis deformation, etc.). This limits the scope of routine diagnostic and follow-up exams, and treatment planning. Well known 3-D imaging modalities such as computerized tomography (CT) or magnetic resonance imaging (MRI) are of limited use for the examination of the spine. The reasons for this include the fact that they cannot be used to acquire images in the standing position required for evaluation of posture, unacceptable doses of ionizing radiations (in the case of CT-scan) and their time and cost ineffectiveness.

The 3-D reconstruction of a patient's spine has been extremely useful in the undertaking of several studies such as the 3-D evaluation of the immediate effect of the treatment with the Boston brace system [1], pre- and post-operative comparison of spine instrumentation surgery [2] and the 3-D progression of scoliosis [3]. It has also been used to improve the quality of diagnosis and follow-up exams for idiopathic scoliosis patients. Many reconstruction techniques based on simultaneous radiographic exposures were developed to obtain 3-D representations of the spine and/or rib cage for the clinical assessment of scoliosis and for study of back pain [4]. Brown et al. [5] used a similar technique for spine reconstruction, positioning the X-ray sources for sequential frontal and lateral views. Hindmarsh et al. [6] used two antero-posterior radiographs (0° and 10° angled down), the patient's position being maintained by tapes at the shoulders and pelvis. Stokes et al. [7] developed a stereo-radiographic technique comprising postero-anterior (PA) and oblique planes (rotation of 15° about the projection axis). The patient's position was maintained with adjustable supports at the iliac crests and clavicles. Dansereau and Stokes [8] modified this technique to include the 3-D reconstruction of the rib cage. Other approaches using the frontal and lateral (LAT)

views were also developed for the spine [9],[10],[11],[12]. All these techniques involve the identification and matching of anatomical landmarks on pairs of radiographs, which are then reconstructed in 3-D using one of many possible methods: triangulation based [1],[5]; stereoscopic [6],[13]; Direct Linear Transformation [8],[9]. The average error of these reconstruction methods is on the order of a few millimetres (2.1 - 4.7 mm), depending on the nature of the reconstructed landmark (some are more accurately identified than others), [1],[9]. Labelle et al. [14] and Aubin et al. [15] conducted repeatability studies to determine the accuracy of the 3-D reconstruction method of Dansereau et al. [9] and of the associated geometric parameters. Using two PA views (0° and 20° angled down), the accuracy is acceptable based on the 3-D reconstruction errors (5.6 ± 4.5 mm), while the use of a PA and a lateral view yields even lower errors (2.1 ± 1.5 mm). The repeatability of Cobb angle measurements (a clinical index that quantifies the severity of the scoliotic curve) was better when using 3-D models compared to the conventional 2-D approach, with a difference of 0.6 degrees.

The system described in [9] involves the use of a calibration object of fixed position in space, surrounding the patient during X-ray exposures. This makes the reconstruction algorithm very sensitive to patient motion between the exposures by creating inconsistencies between the calibration and patient stereo geometries.

To overcome these limitations, Cheriet et al. [16] proposed a self-calibration procedure to estimate the X-ray source and film geometric configuration relative to the patient's frame of reference from the natural content of the images (such as anatomical structures). The general idea is to adjust the geometric parameters that describe the radiographic setup in such a way as to minimize landmark retroprojection errors. The algorithm uses matched landmarks identified on a pair of X-rays and approximate geometric parameters to calibrate the X-rays. The 3-D position of the matched landmarks is updated iteratively until the system converges to a stable state which reflects a valid solution.

Currently, 3-D reconstructions of scoliotic trunks are obtained at our hospital using an algorithm based on [16], which explicitly involves the description of the calibration matrices with the geometrical parameters of the radiographic system in order to calibrate the setup. This is in contrast to implicit methods such as the Direct Linear Transform (DLT) where these geometrical parameters are implicitly embedded in the coefficients of the projection matrices that are subsequently obtained linearly by matrix inversion. The current setup requires the patient to wear a calibration jacket during radiographic exposures, thereby still using calibrated X-ray images for the 3-D reconstruction of the spine and pelvis. Furthermore, a fixed positioning apparatus (Fig. 1) is used to stabilize the patient. An external calibration plate (25cm x 16cm) parallel to the PA image plane is fixed to the apparatus. This plate is encrusted with six (6) pellets of known 3-D coordinates, and is used to retrieve information about the referential orientation and 3-D scaling. Since the positioning system is rotated by 90 degrees to acquire the lateral X-ray, the calibration plate moves out of the field of view, making it impossible to retrieve this information in the LAT position. In light of the pitfalls exhibited by the current fixed X-ray system, it is clear that this system is inadequately suited to be ported to other healthcare centres which may use portable X-ray devices, and that the current system cannot provide universal access to the technology for the 3-D assessment of spinal deformities.

This paper presents a new system which addresses the needs and problems identified in earlier work, as well as a clinical evaluation of the accuracy of the 3-D reconstruction process when using only the natural contents of uncalibrated X-ray images (i.e., the patient's anatomical landmarks on the spine), to calibrate the system and subsequently obtain a three-dimensional model of the patient's spine. The proposed system is particularly well suited for clinics using portable or changeable X-ray systems. A small object conveniently placed on the patient makes it possible to extract an approximation of the geometric parameters to obtain a clinically useful reconstruction by assuming a weak-perspective viewing geometry for this particular object. Results obtained using this

new method were compared to the 3-D models generated by the current system used at our hospital using calibrated X-rays. The rationale for 3-D reconstruction from uncalibrated X-rays is to allow access to 3-D evaluation of spinal deformities in any standard clinical setup without any positioning system and to enable routine follow-up exams, surgical planning and surgery in a variety of situations, including the cases of standing, prone or bending X-rays, and that of patients confined to a wheelchair.

5.2 Materials and Methods

The materials and methods of the new 3-D reconstruction system are described in this section and are part of a clinical imaging system. Figure 2 illustrates the essential processes and components of this system.

5.2.1 Image acquisition

Two digital 880x2140 pixel radiographic images are acquired for the 3-D reconstruction of the spine and pelvis: one PA image and one LAT image. The proposed system requires no positioning apparatus to bring the patient from the LAT position to the PA position. Instead, the patient is asked to rotate by 90 degrees so that his right side faces the film. This ensures that the patient maintains a natural posture. To stabilize the patient without a positioning apparatus, a standard clinical approach is used by ensuring a reasonable distance between the patient's legs. The positioning of the patient during radiographic acquisitions is illustrated in Figure 3.

5.2.2 System apparatus

The positioning and calibration apparatus from our current system, described in the introduction and illustrated in Figure 1, is a viable and accurate method for ensuring patient stability between radiographic exposures, and offers information about the referential orientation and 3-D scaling for calibration purposes. However, its size and

cost make it difficult to port the 3-D reconstruction system to external centres. In order to compensate for the absence of the positioning apparatus and accommodate for external evaluation centres which possess portable or changeable X-ray systems, a new portable calibration object was developed. Figure 4 presents the latest design for this object. It is composed of four radio-opaque pellets embedded in a Plexiglass plate (10cm x 7cm x 0.5cm). The exact 3-D coordinates of the pellets were measured using a coordinate measuring machine. The calibration object is placed in the lumbar region of the patient spine during X-ray acquisition, and rotates with the patient between exposures. Because of the specific pellet layout on the small object, all four pellets are visible on both the PA and LAT views (Figure 5), and it is possible to extrapolate a reasonable initial approximation of the geometric parameters of the radiographic setup directly from the images using the weak-perspective algorithm.

5.2.3 Identification of anatomical landmarks

Six anatomical landmarks on each vertebra of the spine: centre of endplates (superior and inferior), top-left, top-right, bottom-left and bottom-right pedicle extremities, must be identified on the digital radiographs and matched to obtain a 3-D model of the spine from bi-planar X-rays. With corresponding points on both views (PA and LAT) and calibration information, the 3-D coordinates can be obtained using stereo-triangulation (see section G). To model the pelvis, 24 anatomical landmarks shown in Figure 6 are identified to obtain a refined geometry. Figure 7 illustrates the graphical interface to identify these points.

5.2.4 Analytical description of the X-ray configuration setup

The proposed 3-D reconstruction approach involves explicit use of the description of the calibration matrices with the geometric parameters of the radiographic system. Thus the matrices M_i for $i = 1, 2$ can be decomposed as follows:

$$M_i(\xi_i) = P\left(x_{p_i}, y_{p_i}, c_{x_i}, c_{y_i}\right) \cdot R\left(\alpha_i, \beta_i, \gamma_i\right) \cdot T\left(X_{S_i}, Y_{S_i}, Z_{S_i}\right) \quad (1)$$

where $P(x_{p_i}, y_{p_i}, c_{x_i}, c_{y_i}) = \begin{bmatrix} c_{x_i} & 0 & x_{p_i} \\ 0 & c_{y_i} & y_{p_i} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$, (2)

$$R(\alpha_i, \beta_i, \gamma_i) = R_X(\alpha_i) R_Y(\beta_i) R_Z(\gamma_i), \quad (3)$$

and $$\xi_i = \left(X_{S_i}, Y_{S_i}, Z_{S_i}, \alpha_i, \beta_i, \gamma_i, x_{p_i}, y_{p_i}, c_{x_i}, c_{y_i}\right)_{i=1,2} \quad (4)$$

are the geometric parameters defining the PA and LAT views (the X-ray source is actually fixed while the patient moves between acquisitions). The matrix P represents the linear transformation associated with the perspective projection of a 3-D point onto the image plane. It depends on the intrinsic parameters of the system:

- x_p, y_p the coordinates of the principal point *i.e* the projection of the X-ray source onto the image plane.
- c_x, c_y the principal distances *i.e* the magnification in the x and y directions.

The translation matrix T and the rotation matrix R respectively represent the location and the orientation of the X-ray sources with respect to the global coordinate system. They depend on the extrinsic parameters of the system:

- α, β, γ the angular relationship between the image and object space coordinate systems. The matrix R is the result of sequential rotations in the specified order about the X, Y and Z axes.
- X_S, Y_S, Z_S the coordinates of the perspectivity center (3-D position of the X-ray source) with respect to the global coordinate system.

Figure 8 illustrates the ten geometric parameters in the X-ray setup. The analytical projections of a 3-D object point on the LAT and PA image planes can be described in homogenous coordinates as follows:

$$\begin{bmatrix} w_i x_i & w_i y_i & w_i \end{bmatrix}^t = M_i(\xi_i) \cdot \begin{bmatrix} X & Y & Z & 1 \end{bmatrix}^t \quad (5)$$

where w_i are the scale factors in the perspective projection of view i, and (x_i, y_i) are the 2-D coordinates of the projection of the 3-D point (X, Y, Z) on the view i.

5.2.5 3-D reconstruction procedure

A well-known reconstruction algorithm based on stereo triangulation [17] is used in the proposed system to reconstruct a 3-D model of the spine from the set of identified and matched anatomical landmarks on both X-rays. It consists in calculating the intersection point of the two retro-projection rays from two homologous points, which are computed from the projection matrix and 2-D image points. The intersection point between the two rays corresponds to the 3-D reconstruction of the two corresponding points. Because of numerical imprecision, a true intersection point seldom exists; hence, this point is determined by calculating the mid-point of the shortest line segment joining the two rays.

5.2.6 Estimation of geometric parameters using the weak-perspective algorithm

The self-calibration algorithm proposed in this paper relies on an initial approximation of the geometric parameters describing the radiographic setup to begin the iterative process. In order to extrapolate a valid estimate of these parameters for any X-ray source configuration (fixed or portable), we propose the following method. Assuming that the viewing geometry of a small planar object can be approximated by the weak-perspective camera model [17], its 3-D location can subsequently be estimated as long as its depth is small relative to its distance from the camera. When the portable calibration object is placed on the patient's back, to avoid superposition of the pellets, the object is never perfectly parallel nor perpendicular to the image. Therefore when both the frontal and lateral image are taken, the object's depth is equivalent to its thickness and remains relatively small compared to the distance to the camera (X-ray source) and the assumption stays valid. Under weak-perspective, the geometry of image formation is described by an orthographic projection followed by scaling. Figure 9 illustrates the setup for weak-perspective parameter estimation. Let $\mathbf{P}_0^m$ $\mathbf{P}_1^m$ $\mathbf{P}_2^m$ denote three points on a small planar object of known dimensions placed on the patient during radiographic acquisition, $\mathbf{P}_0$ $\mathbf{P}_1$ $\mathbf{P}_2$ the corresponding 3-D model points, and $\mathbf{p}_0$ $\mathbf{p}_1$ $\mathbf{p}_2$ the image projections of these points. First, $\mathbf{P}_1$ $\mathbf{P}_2$ are projected orthogonally to a plane π, parallel to the image plane and passing through P_0. The resulting triangle on π is projected (with an

unknown scaling factor $s \geq 1$) onto the image plane, yielding the triangle $\mathbf{p}_0\ \mathbf{p}_1\ \mathbf{p}_2$. Here is a summary of the proposed algorithm which recovers the coordinates of the scene points in the camera frame, with the input formed by three model points ($\mathbf{P}_0^m\ \mathbf{P}_1^m\ \mathbf{P}_2^m$) and the corresponding image points ($\mathbf{p}_0\ \mathbf{p}_1\ \mathbf{p}_2$):

1. Compute the scale factor (s) using distances computed from the PA image and from the model.
2. Compute the 3-D coordinates **P** of the object points in the PA camera frame.
3. Compute the 3-D coordinates **P** of the object points in the LAT camera frame.
4. Find the rigid transformation **T** bringing the 3-D object points from the PA frame to the LAT frame.

The extrinsic (translation and rotation) and intrinsic (i.e. principal point and distances) parameters needed by the self-calibration algorithm as initial estimates are subsequently deduced from the parameters obtained with this method. Not only does this method compute the 3-D scaling factor; it also provides a more accurate estimate of extrinsic parameters, such as rotation representing the patient's motion between the two exposures.

5.2.7 Self-calibration algorithm

The self-calibration algorithm is based on the minimization of landmark retro-projection errors by optimizing geometric parameters that describe the radiological setup leading to an optimal 3-D reconstruction of the spine and pelvis landmarks. The approach involves explicit use of the description of the calibration matrices which includes the geometric parameters of the radiographic system. The first step is to obtain an initial estimation of the geometric parameters. This is done using the weak-perspective method and the small portable object. The anatomical landmarks previously identified on each vertebra are then reconstructed in 3-D using the current approximation of the geometric parameters. The 3-D landmarks are then retro-projected onto both X-ray images using the projection matrices. The geometric parameters are subsequently updated based on an

iterative nonlinear optimization process described in [18]. The criterion to be minimized is:

$$\varepsilon(\xi)=\sum_{n=1}^{N}\sum_{i=1}^{2} d\left[\left(x_{ni}^{m},y_{ni}^{m}\right),\left(x_{ni}(\xi_i,p_n(\xi)),\ y_{ni}(\xi_i,p_n(\xi))\right)\right]^2, \qquad (6)$$

where $d[*]$ denotes Euclidean distance, (x^m, y^m) are the measured projection coordinates of the N anatomical landmarks on the biplane images, $(x(\xi, p), y(\xi, p))$ are the coordinates of the analytical projection of the object point p obtained from equation (5). $p(\xi)$ is the 3-D reconstruction of an object point obtained by stereo-triangulation from its measured biplane projections and the current estimate of the geometric parameters ξ. In this work, the constraint (6) is applied to the PA and LAT views. The Levenberg-Marquardt algorithm [19] is used for optimization, iterating until the correction to the geometric parameters becomes negligible. The set of parameters and projection matrices is therefore regenerated and this procedure is repeated until the system reaches a steady state, where the distance between the observed and computed projections falls to a minimum. To avoid falling into local minima, a directional optimization approach is used to obtain a first, coarse solution which is accurate enough to be used as an initial guess. In order to reduce the dimension of the parameter space, the geometrical parameters are grouped according to their type (rotation, translation or intrinsic parameters). Figure 10 illustrates the resulting algorithm.

The calibration object is simply used to extract an approximation of the geometrical parameters of the setup but these parameters have to be updated by the self-calibration algorithm. Therefore it cannot compensate for spinal deformation between the two exposures. In [20], a non-rigid calibration vest surrounding the trunk of the patient was used to compensate for patient movement between exposures. In the proposed method however the self-calibration approach directly uses the landmarks on the spine to calibrate the system. It is therefore the non-linear algorithm itself which is optimizing the geometrical parameters based on the 2D image position of the identified landmarks which accounts for the spine deformation between the two images.

5.3 Simulation Experiments

This section describes the simulation studies which were conducted to analyze the effect of various sources of error on the accuracy of the 3-D reconstructions obtained with the proposed method.

5.3.1 Measuring the effect of inaccuracies in the geometric parameters

As mentioned earlier, the self-calibration algorithm relies on an initial approximation of the geometric parameters, and the accuracy of the 3-D reconstruction by stereo-triangulation depends on the accuracy of these parameters. Because the X-ray setup in our hospital is fixed, these parameters can be easily estimated. However, this is not the case in most clinics where the setup is variable.

The self-calibration algorithm attempts to optimize these parameters using an initial approximation and the bi-plane image data. The propagation of geometrical parameter inaccuracies through the stereo-triangulation process was evaluated by the means of three sets of experiments. The first set consisted of 21 experiments that gradually increased the error added to the rotation parameters from 0 to $\pm$ 4 degrees. The second set dealt with errors on the translation parameters, ranging from 0 to $\pm$ 16 mm throughout 81 experiments. The third set introduced errors on the intrinsic parameters, making the error on the principal point coordinates vary from 0 to $\pm$ 8 mm and the error on the principal distance vary from 0 to $\pm$ 80 mm throughout 41 experiments. These errors correspond to the inter-session variability observed within a patient database acquired by our research group. Because the acquisition protocol and acquisition setup are well defined, and the rotation of the patient can be reasonably estimated to be a 90 degree rotation, the errors should not go beyond these limits. We have also experimented with interaction between errors in the geometrical parameters in a previous study [21] and showed that the reconstruction error is largely dominated by rotation errors.

These experiments were repeated to improve the accuracy of the geometrical parameters and 3-D reconstruction. 100 trials were performed for each Gaussian noise level. The results illustrate how erroneous geometrical parameters affect the accuracy of the 3-D reconstruction and are shown in Figure 11.

These results show that the stereo-triangulation process is more influenced by the accuracy of the rotation parameters and less by the accuracy of the translation and intrinsic parameters. They also show that the algorithm manages to reduce these inaccuracies quite well for the rotation and intrinsic parameters, but not so well for the translation parameters. This evidently proves that the accuracy of the self-calibration algorithm greatly depends on the quality of the initial approximations, and consequently demonstrates the need for a good initial estimate. In the proposed system, this is achieved by using a small object, which allows the angular rotation corresponding to the patient's motion between the two exposures to be extracted by assuming that the radiographic image of this object results from with the weak-perspective model.

5.3.2 Simulation of landmark identification inaccuracies

Inaccuracies in the manual identification processes influence the self-calibration process and lead to 3-D reconstruction errors. To evaluate the robustness of the algorithm to this type of noise, another experiment was conducted. This experiment consisted in trying 11 gradually increasing noise magnitudes from 0 mm to ±5 mm on 2-D anatomical landmark coordinates. Again, random errors of ±1.0 degrees, ±8.0 mm, ±4.0 mm and ±40.0mm were added to the rotation, translation, principal point and principal distance parameters respectively to generate initial approximations that were realistically distant from the actual geometrical parameters. 100 trials were performed for each noise level. Figure 12 shows the 3D reconstruction errors obtained in this experiment.

With a realistic quality X-ray image, the anatomical landmark identification error is considered to have a standard deviation of about 1 mm. This results in a 1.8 mm reconstruction error. This reconstruction error is quite comparable to that of the techniques presented in the introduction, under the assumption that the patient remains completely stationary during X-ray exposures. However, the error associated with most of these techniques increases with patient motion, whereas it varies little with the methodology presented here. The results are also acceptable from a clinical point of view. This level of precision is acceptable for all applications which are based on using the values of the clinical indices to make a decision, such as diagnosis, patient follow up and the choice of a treatment for the assessment of scoliosis for example. Though perhaps not suitable for precise computer-assisted surgery, this method can be used to generate pre-operative models and can be useful for surgical procedures which need a global instance of the spine. The model can subsequently be updated during surgery by using more precise imaging methods such as Dynamic CT for precise guidance of pedicle screws insertion. This experiment also demonstrates the importance of selecting the best possible landmarks from the images to calibrate the system using the self-calibration algorithm. Based on these results which show the sensitivity of the system towards landmarks identification errors, an epipolar constraint [22] was added to the self-calibration in order to select the optimal landmarks during the clinical validation. Additionally, this demonstrates that even with the exact initial approximation, the RMS reconstruction error remains very high due to errors in landmarks identification. Thus the self-calibration algorithm is more dependent on the quality of the input data than on the initial estimate of the geometrical parameters, justifying the need for selecting the best anatomical landmarks possible.

5.4 Clinical Validation

5.4.1 Methodology for the validation of the proposed system

A clinical study using real data was conducted in order to assess the validity of the 3-D reconstructions yielded by the proposed system. In this study, a comparison between the current system, which uses calibrated X-rays acquired from a fixed radiographic setup (validated in [21]), and the proposed 3-D reconstruction system based on uncalibrated X-rays from any clinical setup, was made by generating a 3-D model of the spine and pelvis using both systems.

The data used for the clinical study consisted of pairs of digitized X-rays of 60 adolescents. The inclusion criteria for this study was adolescent subjects who had their X-rays taken during a scoliosis clinic consultation for either diagnosis or surgery follow-up, and had a calibration object placed during radiographic acquisition in order to compare results. This study group was comprised of 45 girls (75.0%) and 15 boys (25.0%). The mean age for this group of 60 subjects was of 14 ± 3 (range 8–18) years old. The subject cohort in the study group was composed of 51 scoliotic and 9 non-scoliotic patients. This classification was based on a clinical criterion (10 degree main Cobb angle cut-off value). The average major Cobb angle on the frontal plane was of 25 degrees (range 3–70 degrees). For each patient in the data set, a 3-D reconstruction of the spine and pelvis was obtained from both methods. A series of 2-D and 3-D clinical indexes were subsequently computed from these models for comparison. Table I lists the clinical indexes used to evaluate and compare the 3-D reconstructions, while Figure 13 shows their respective graphical representations. A visualization tool with a very user friendly interfacevwas developed in order to adequately visualize and analyze the series of 3-D measurements of a patient's spine.

5.4.2 Clinical validation of the 3-D geometrical models

The final experiment in this study was to obtain the 3-D reconstruction for each of the 60 patient data sets following the methodology described in Section G, extract a series of 3-D clinical indexes and compare the differences for each index. Tables II and III present the results obtained from these tests. A Wilcoxon test with a significance level of $p \leq 0.05$ was used to evaluate the significance of differences between both groups. First, the average retro-projection errors are significantly lower ($p \leq 0.05$) when using the proposed system based on self-calibration with uncalibrated X-rays. This can be explained in part by the fact that the proposed system starts with a better initial approximation of the radiographic setup. It is somewhat difficult to evaluate this finding because there is no gold standard to compare these results with. However because of the known effect of 2D errors on the 3D model [33], it can be deduced that the better the geometrical epipolar matching is in the stereoscopic vision, the better is the resulting 3D model. The difference of the computerized Cobb angle in the frontal plane ($C_{PA}^{PT}, C_{PA}^{MT}, C_{PA}^{L}$) between both systems is almost identical, while slightly higher in the sagittal plane ($C_{LAT}^{T4-T12}, C_{LAT}^{L1-L5}$). The orientation of the planes of maximum deformity ($\theta_{PMC}^{PT}, \theta_{PMC}^{MT}, \theta_{PMC}^{L}$) offers very acceptable differences, with insignificant differences set at $p \leq 0.05$. Balance (y_{T1-L5}, x_{T1-L5}), however, gives a greater difference to the original system, which is explained by the fact that the reference planes are different. While the calibrated X-rays uses the external calibration plate, the uncalibrated X-rays uses the boundary of the images as a reference. Spinal length (l_{3D}) yields a difference of 2 mm, thus indicating that this measure is reliable even when using uncalibrated X-rays. This also proves that using a small portable object which allows to exploit a simple weak-perspective algorithm is a viable method for the extraction of an acceptable approximation of the viewing parameters, and thus obtaining a correct 3-D scaling factor. The geometrical indexes measured on the pelvis ($\beta_{S1/P}, \beta_P, \gamma_{SS}, \alpha_A$) offer higher differences, but still non-significant from the p-values reported in Table III. These results are still very acceptable considering that the points located on the pelvis are not

clearly visible on the radiographs. In fact when comparing these results to the variability of pelvic indexes 0, the differences exhibited in this study can be considered insignificant

From the results and the clinical data presented in this section, we can confidently state that the results obtained from the novel system for the 3-D reconstruction of the spine and pelvis from the portable system aimed for any type of X-ray image or system setup, compares very well with models obtained with the previous system with a fixed setup.

5.5 Conclusion

In this paper, we presented a new and portable system for the 3-D reconstruction of the spine and pelvis using uncalibrated radiographic images, thus allowing access to the 3-D reconstruction technology for any clinical institution or hospital without the need for calibration procedures and positioning devices, independently of the type of X-ray system used (fixed or portable). This also allows for routine follow-up exams and surgical planning using accurate metric 3-D models of the patient's spine, based on a wide spectrum of types of conventional or digital X-rays, such as standing, lying down or bending positions. The system is also well adapted for patients confined to a wheelchair.

The technique involves a self-calibration procedure in conjunction with an initial approximation of the radiological setup recovered from a simple method based on weak-perspective, in order to minimize retro-projective errors. A small object to be placed in the lumbar region of the patient before radiographic acquisition was also presented in the paper which is used to recover scale information. Because of the lack of a gold standard, the objective of this study was to compare and analyze the results with the previous system in order to see if they were similar. Results confirm that the proposed system gives viable 3-D reconstructions of the spine and pelvis from uncalibrated X-rays, and is

an accurate and reliable alternative to other 3-D reconstruction systems. The metric accuracy of the method is sufficient for the extraction of meaningful 3-D clinical data, and can therefore be used for reliable comparative studies. The validation study allowed the assessment of the accuracy of the new method and showed that the 3-D clinical indexes calculated from the new method are quite similar to those calculated from the previous system. Furthermore, this technique will make it possible to undertake vast multi-centre studies since it suits almost any standard radiological procedure.

This paper also confirms the sensitivity of the self-calibration algorithm towards the type and quality of the input landmarks used for the procedure and the initial parameters of the X-ray setup. Experimental results showed that precise anatomical landmarks must be used to yield more accurate 3-D reconstructions, and justifies the use of the epipolar constraint for selecting appropriate matched landmarks on both views. Currently, the identification of anatomical landmarks is performed manually and inevitably suffers from many sources of error. It is difficult to place markers exactly on the vertebral landmarks and furthermore, repeatability cannot be ensured. The method is currently in the process of being adapted to exploit the radiographs' natural image content by automatically extracting the contours of vertebral bodies and their endplates and matching them between the two views, rather than relying on a set of manually identified points. This will undoubtedly improve the accuracy and robustness of the 3-D reconstruction which is a prerequisite for an accurate 3-D clinical assessment of spinal deformities.

5.6 References

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

[2] Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, Poitras B, Rivard CH, Stokes IA, De Guise J (1995) Comparison between preoperative and postoperative three-dimensional

reconstructions of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Dubousset procedure. Spine 20: 2487–2492.

[3] Villemure I, Aubin CE, Grimard G, Dansereau J, Labelle H (2001) Progression of vertebral and spinal three-dimensional deformities in adolescent idiopathic scoliosis: a longitudinal study. Spine 26: 2244–2250.

[4] Pearcy MJ, Whittle MW (1982) Movements of the lumbar spine measured by three-dimensional X-ray analysis. J Biomed Eng 4: 107–112.

[5] Brown RH, Burstein AH, Nash CL, Schock CC (1976) Spinal analysis using a three-dimensional radiographic technique. J Biomech 9: 355–365.

[6] Hindmarsh J, Larsson J, Mattsson O (1980) Analysis of changes in the scoliotic spine using a three-dimensional radiographic technique. J Biomech 13: 279–290.

[7] Stokes IA, Bigalow LC, Moreland MS (1987) Three-dimensional spinal curvature in idiopathic scoliosis. J Orthop Res 5: 102–113.

[8] Dansereau J, Stokes IA (1988) Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage. J Biomech 21: 893–901.

[9] Dansereau J, Beauchamp A, De Guise J, Labelle H (1990) Three-dimensional reconstruction of the spine and the rib cage from stereoradiographic and imaging techniques. 16th Conference of the Canadian Society of Mechanical Engineering 2:61–64.

[10] De Giorgi G, Gentile A, Mantriota G (1992) Three-dimensional study of the spine: our ten year experience. International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities 71–80.

[11] Gauvin C, Dansereau J, Petit Y, De Guise JA, Labelle H (1998) Customized 3D radiographic reconstruction of the human pelvis. Ann Chir 52: 744–751.

[12] Aubin CE, Dansereau J, et al (1998) Three-dimensional measurement of wedged scoliotic vertebrae and intervertebral disks. Eur Spine J 7: 59–65.

[13] Hierholzer E, Luxmann G (1982) Three-dimensional shape analysis of the scoliotic spine using invariant shape parameters. J Biomech 15: 583–598.

[14] Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, Jequier JC (1995) Variability of geometric measurements from three-dimensional reconstructions of scoliotic spines and rib cages. Eur Spine J 4: 88–94.

[15] Aubin CE, Descrimes JL, et al (1995) Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method. Ann Chir 49: 749–761.

[16] Cheriet F, Meunier J (1999) Self-calibration of a Biplane X-ray Imaging System for an Optimal 3D Reconstruction. Computerized Medical Imaging and Graphics 23: 133– 141.

[17] Trucco E, Verri A (1998) Introductory Techniques for 3-D Computer Vision. Prentice Hall, Upper Saddle River, New Jersey.

[18] Cheriet F, Dansereau J, Petit Y, Aubin CE, De Guise JA, Labelle H (1999) Towards the self-calibration of a multiview radiographic imaging system for the 3D reconstruction of the human spine and rib cage. Int. J. Pattern Recognition Artif. Intell. 13: 761–779.

[19] Marquardt DW (1963) An Algorithm for Least-Squares Estimation of Nonlinear Parameters. J. Soc. Indust. Appl. Math. 11: 431–441.

[20] Cheriet F, Laporte C, Kadoury S, Labelle H, Dansereau J (2007) Novel System for the 3D Reconstruction of the Human Spine and Rib Cage from Biplanar X-Ray Images, IEEE Transactions on Biomedical Engineering. In Press.

[21] Remaki L, Cheriet F, Bellefleur C, Labelle H, Dansereau J (2000) A Robustness Study of Self-calibration Technique for the Radiographic 3D Reconstruction of Human Spine. Archives Physiology and Biochemistry. 108.

[22] Novosad J, Cheriet F, Labelle H (2002) 3D Reconstruction of the Spine from Uncalibrated Biplanr intraoperative X-ray Images. Canadian Medical and Biological Engineering Society.

[23] Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, Jequier JC (1995) Variability of geometric measurements from three-dimensional reconstructions of scoliotic spines and rib cages. Eur. Spine J. 4: 88–94.

[24] Delorme S, Petit Y, De Guise JA, Labelle H, Aubin CE, Dansereau J (2003) Assessment of the 3-D Reconstruction and High-Resolution Geometrical Modeling of the Human Skeletal Trunk From 2-D Radiographic Images. IEEE Trans. on Biomedical Eng. 50: 989–998.

[25] Cobb JR (1948) Outline for the study of scoliosis. Amer. Acad. Orthop. Surg. Instruct. Lect. 5: 261–275.

[26] Delorme S, Labelle H, Aubin CE, De Guise JA, Dansereau J (1999) Comparison between clinical Cobb angles and measurements performed on vertebral bodies, pedicle centroids and spinous processes. Ann. Chir. 53: 792–797.

[27] Delorme S, Violas P, Dansereau J, De Guise JA, Aubin CE, Labelle H (2000) Preoperative and early postoperative changes of the rib cage after posterior instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. Eur.Spine J. 10: 101–106.

[28] Papin P, Labelle H, Delorme S, Aubin CE, De Guise JA, Dansereau J (1999) Long-term three-dimensional changes of the spine after posterior spinal instrumentation and fusion in adolescent idiopathic scoliosis. Eur. Spine J. 8: 16–21.

[29] Stokes IA, Bigalow LC, Moreland MS (1986) Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis. Spine 11: 213–218.

[30] Legaye J, Duval-Beaupere G, Hecquet J, Marty C (1998) Pelvic incidence: A fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. Eur. Spine J. 7: 99–103.

[31] Walker A, Dickson RA (1984) School screening and pelvic tilt scoliosis. Lancet 2: 152–153.

[32] Gauvin C, Dansereau J, Petit Y, De Guise JA, Labelle H (1998) Customized 3D radiographic reconstruction of the human pelvis. Ann. Chir. 52: 744–751.

[33] André B, Dansereau J, Labelle H (1992) Effect of radiographic landmark identification errors on the accuracy of three-dimensional reconstruction of the human spine. Medical and Biological Engineering and Computing, 30:569-575.

5.7 Figures

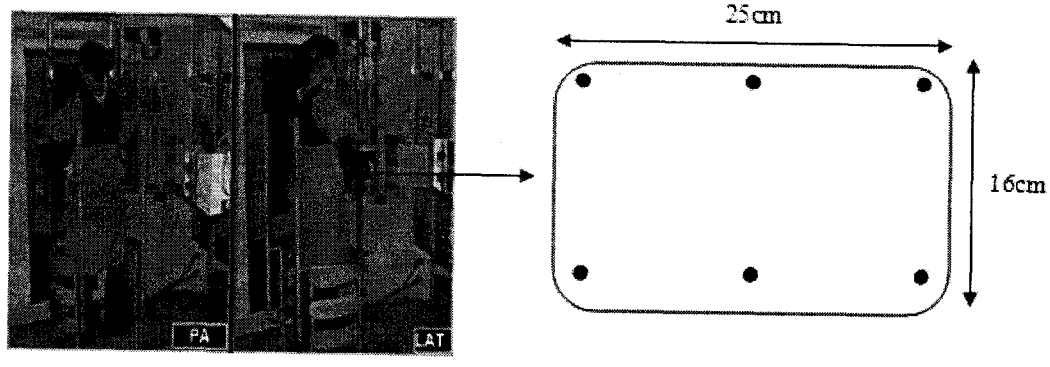


Figure 1 Positioning apparatus of current reconstruction system with fixed calibration plate.

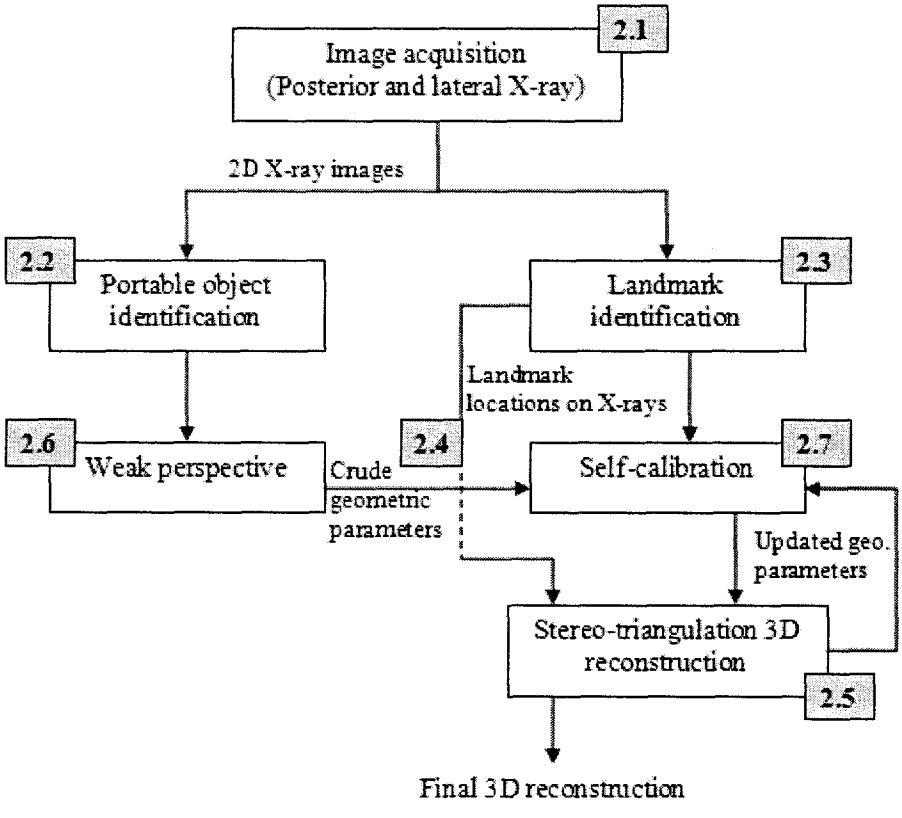


Figure 2 Data flow diagram of the reconstruction system with indicated subsection numbers on each component.

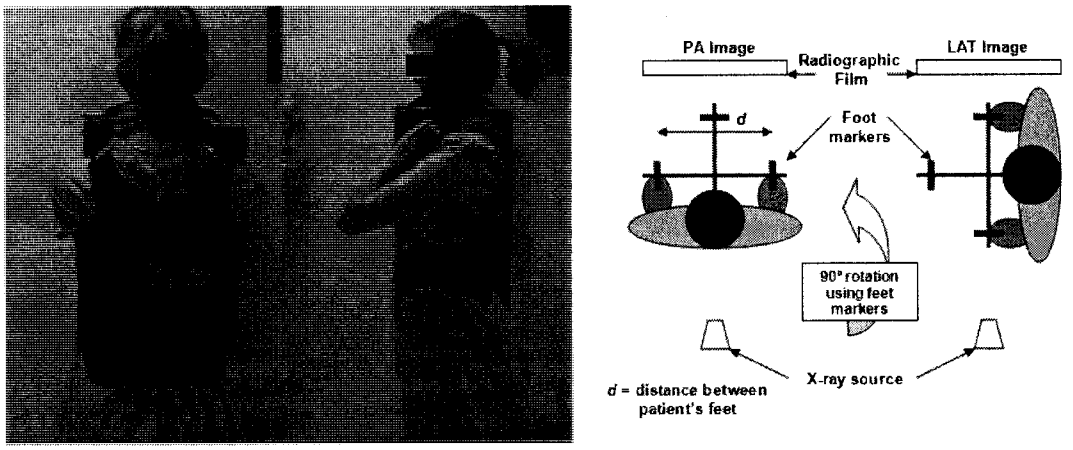


Figure 3 X-ray image acquisition setup of the proposed system.

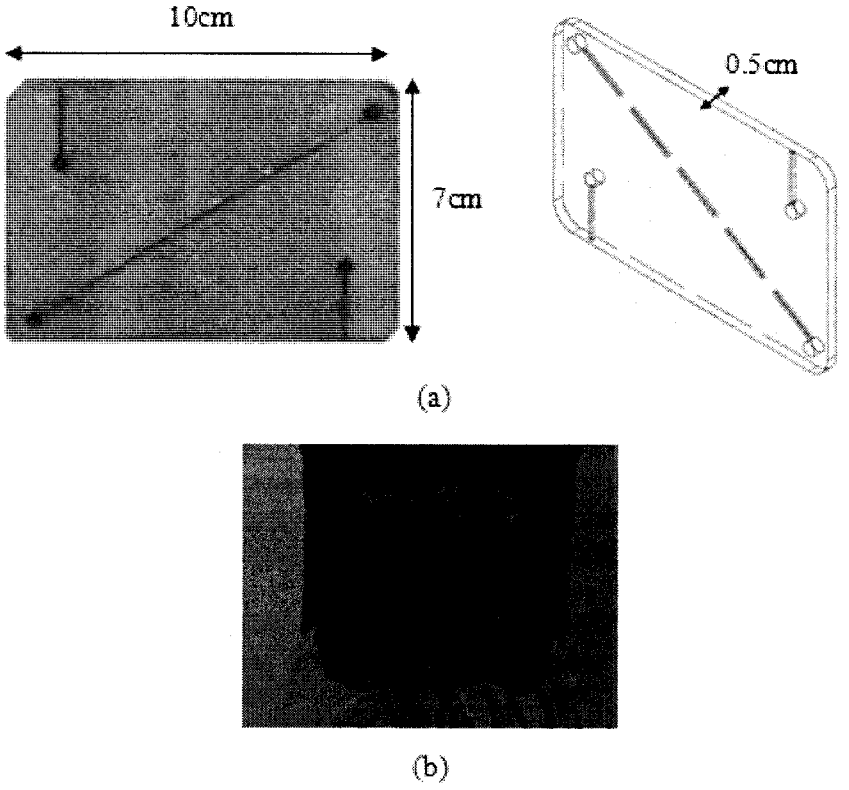
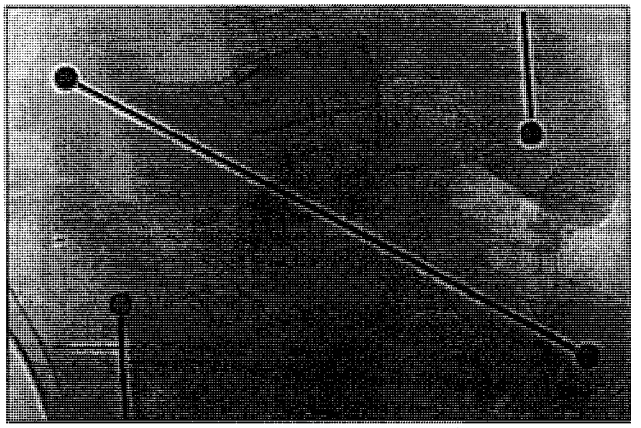
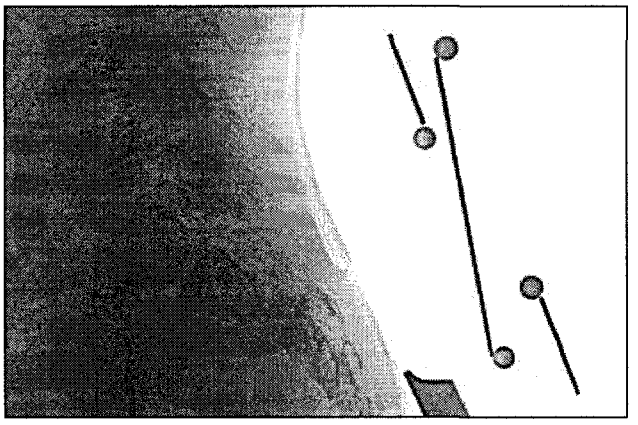


Figure 4 (a) Portable calibration object used in the proposed system. (b) Position of the object on the patient's back.



(a)



(b)

Figure 5 Sample X-rays of the portable calibration object. (a) PA image. (b) LAT image.

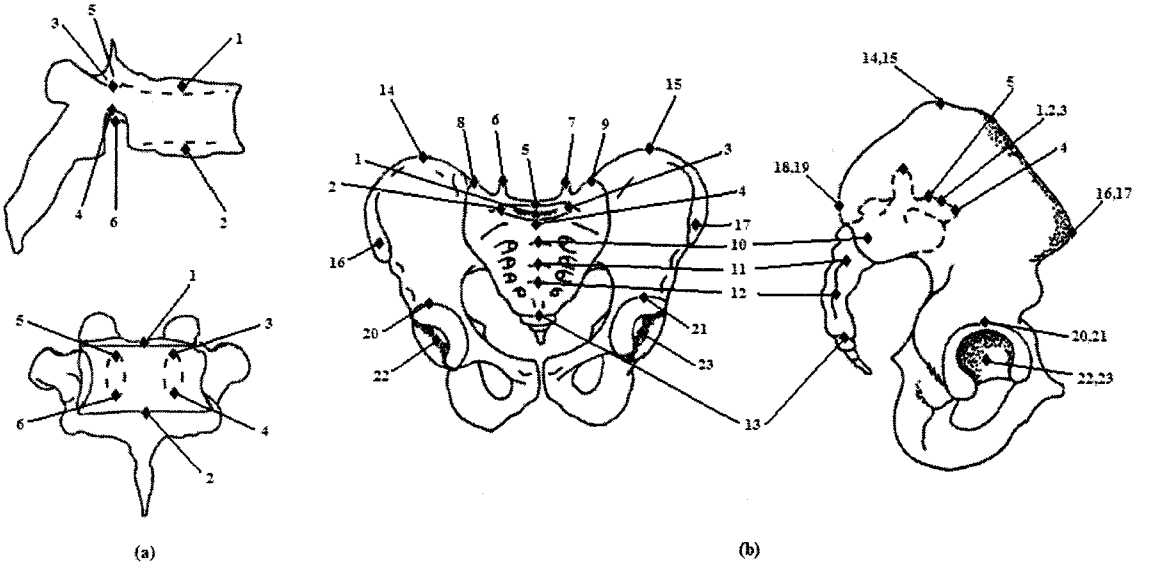


Figure 6 Anatomical landmarks identification (a) on the vertebrae: 1–6 corresponding points (1–2: endplate centers; 3–6: pedicle tips); (b) on the pelvis: 1–13 on the sacrum (1–5: S1 endplate; 6–7 S1 articular processes; 8–9: extremities of sacral wings; 10–13: S2 to S5 endplate centers), 14–23 on the iliac bones (14–19: superior, anterior and posterior extremities of the iliac crests; 20–21: acetabuli; 22-23: femoral heads).

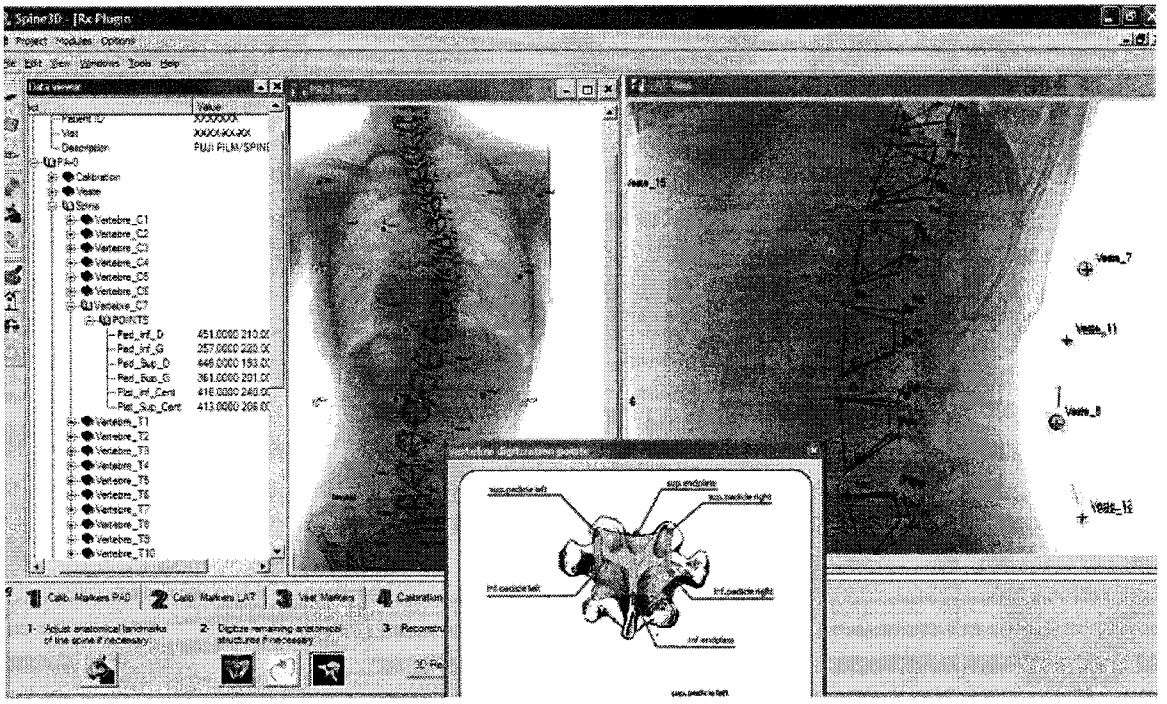


Figure 7 Graphical user-interface for identifying anatomical landmarks used for the 3-D reconstruction system.

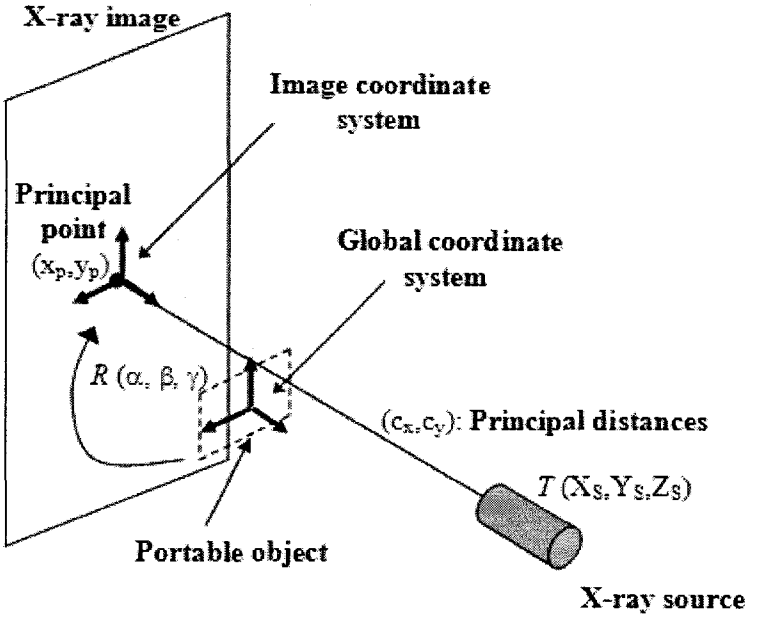


Figure 8 Illustration of the ten geometric parameters described in equations (1) to (4) within the context of the X-ray setup.

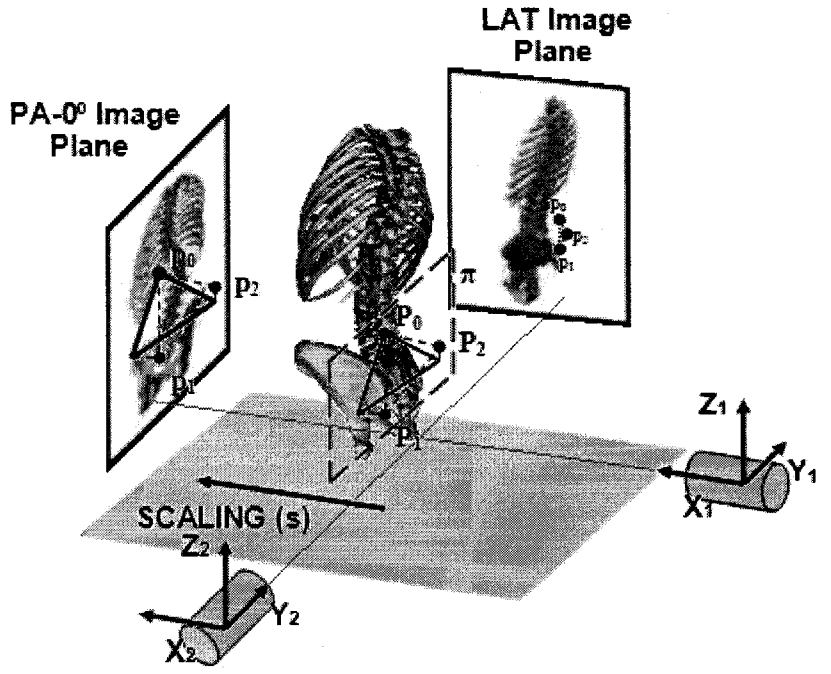


Figure 9 Schematic representation of 3-D radiographic images setup using the weak-perspective algorithm.

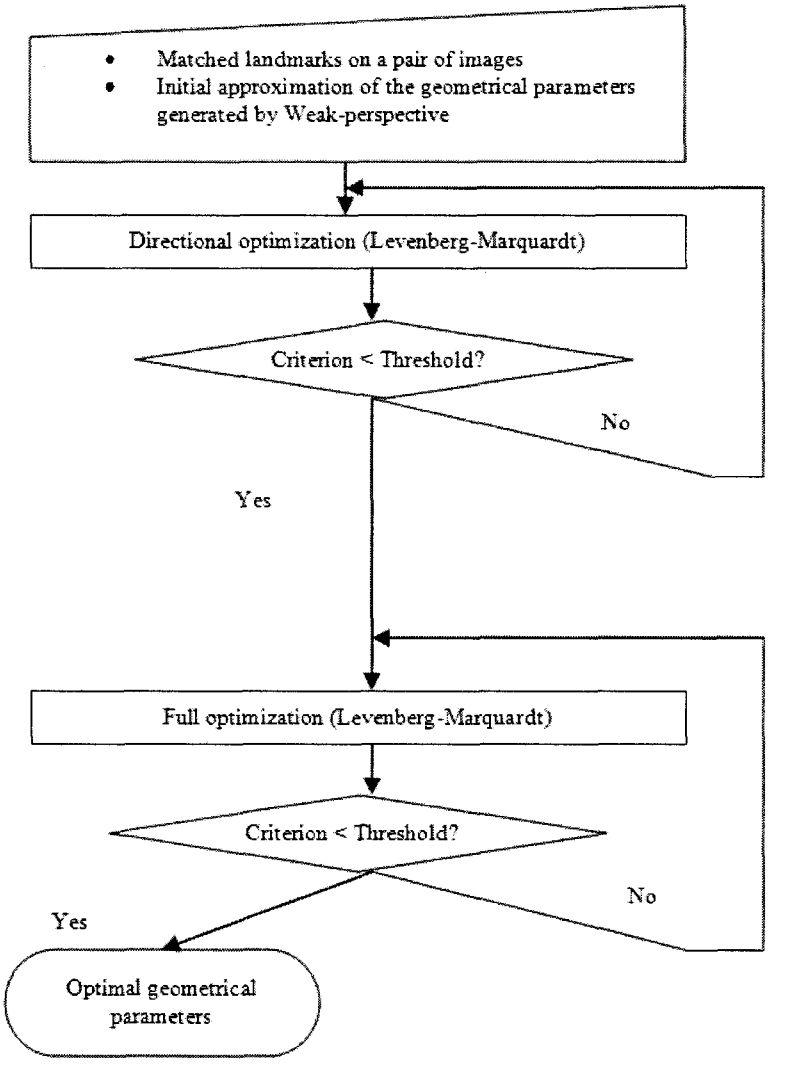


Figure 10 Schematic representation of the optimization procedure.

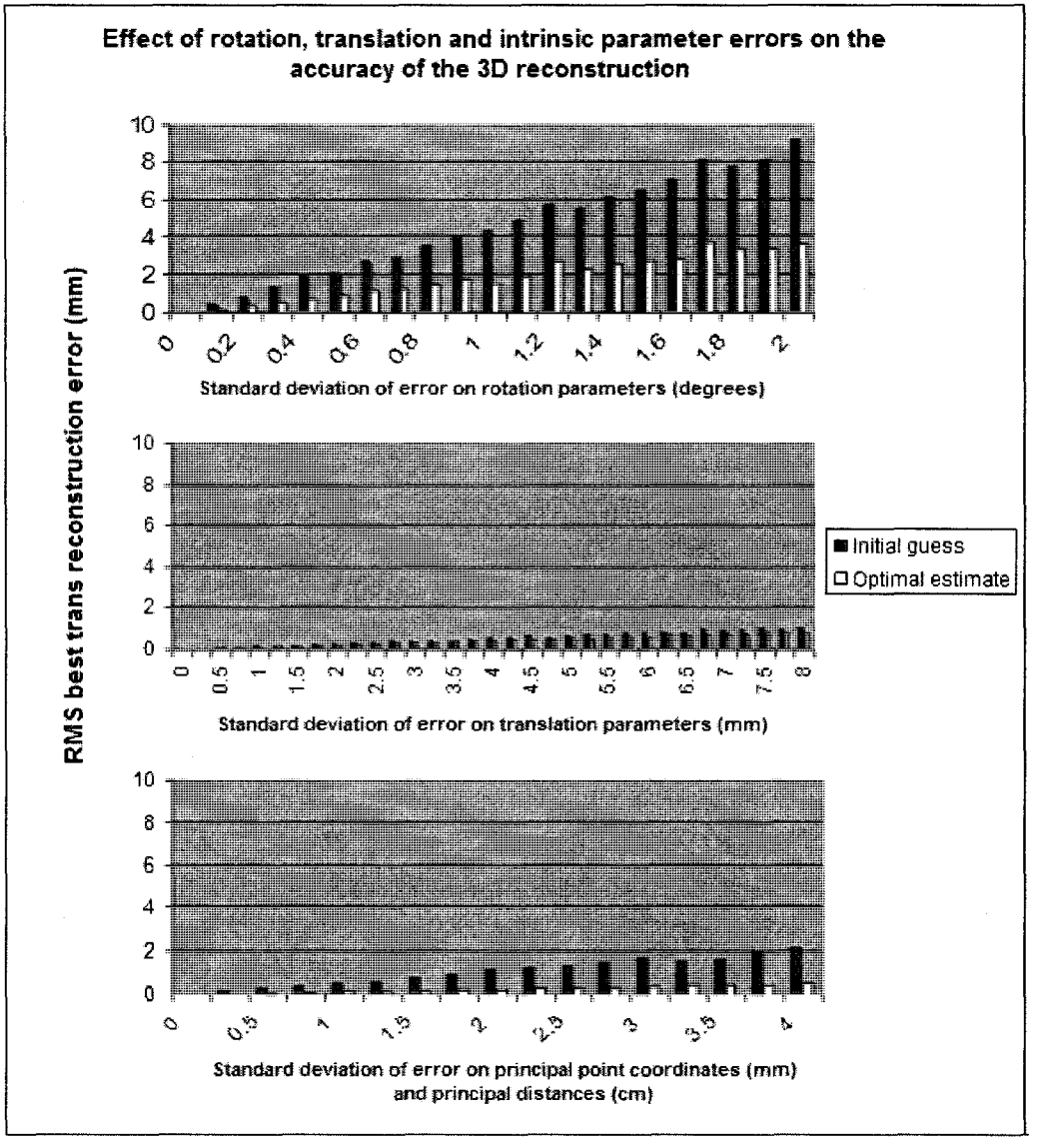


Figure 11 Effect of rotation, translation and intrinsic parameter errors on the accuracy of the 3-D reconstruction.

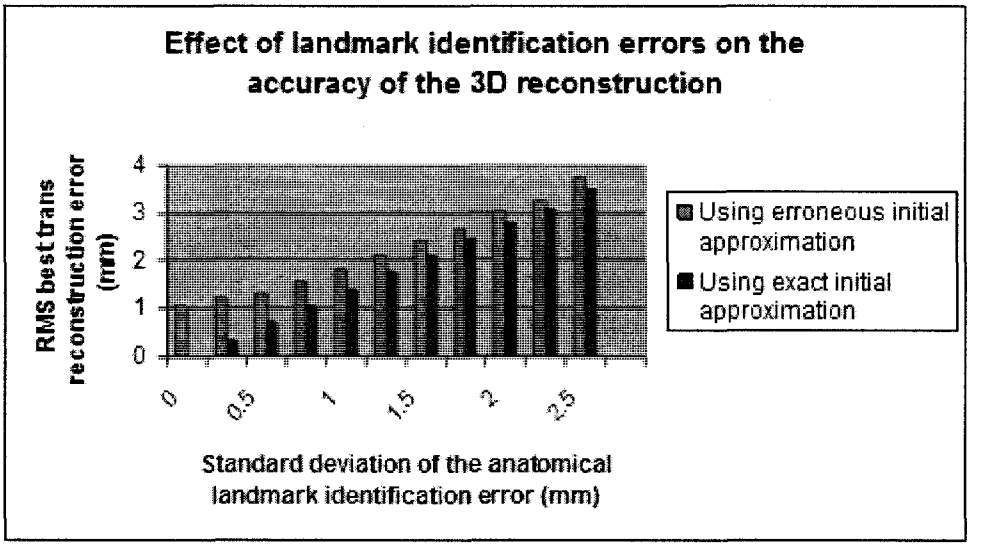


Figure 12 Effect of landmark identification errors on the accuracy of the 3-D reconstruction.

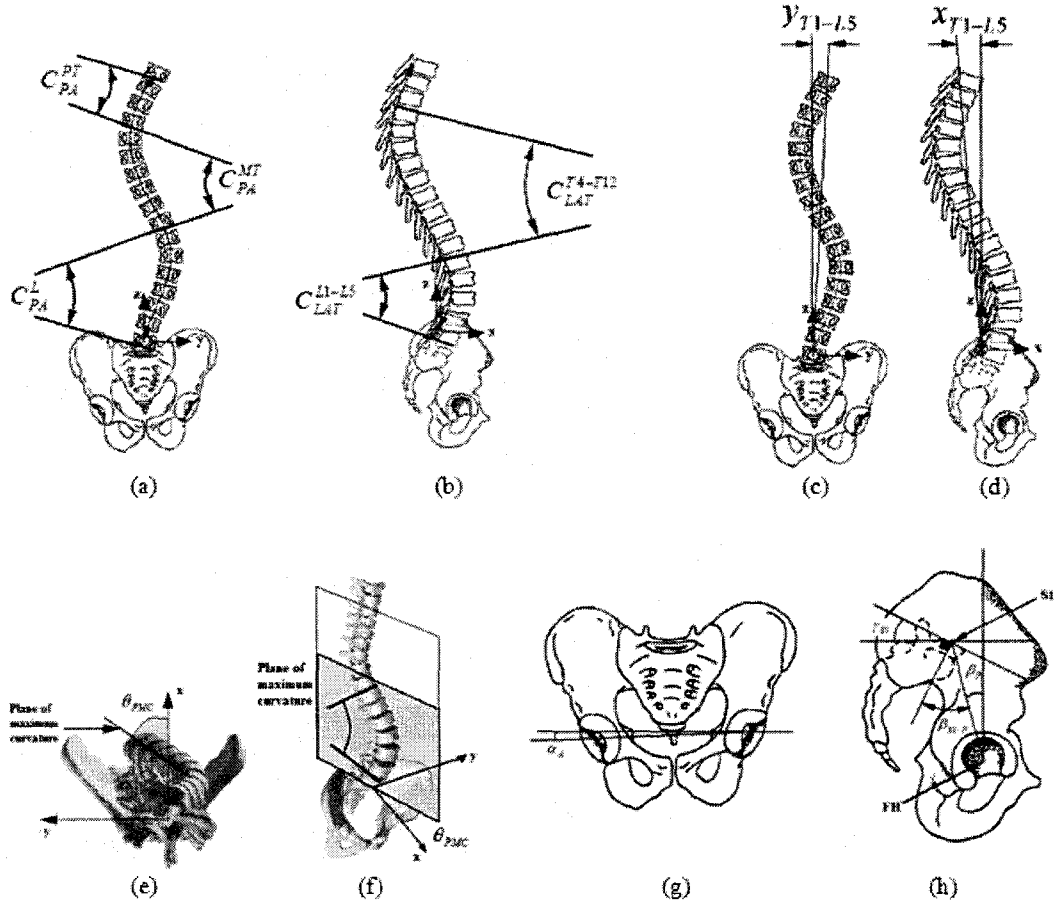


Figure 13 Graphical representation of 2-D and 3-D clinical indexes used for the evaluation of spinal deformities. Cobb angle (a) in the frontal plane and (b) in the sagital plane. Balance of the spine in (c) the frontal plane and (d) the sagittal plane. Plane of maximal curvature in (e) 3-D view and (f) top view. Geometric indexes measured on the pelvis in (g) the frontal plane and (h) the sagittal plane. Symbols *S1* and *FH* refer to the center of the superior sacrum and the femoral heads respectively.

5.8 Tables

Table 1 List of geometric indexes measures on the 3-D models of the spine and pelvis. The PT, MT and L superscripts refer to the Proximal Thoracic, Main Thoracic and Lumbar curves respectively.

Symbol	anatomical region	index name	figure	reference
$\varepsilon_{Epipolar}$	spine	error on the epipolar geometry		
C_{PA}^{PT} , C_{PA}^{MT} , C_{PA}^{L}	spine	computerized Cobb angle in frontal plane	Fig. 13 (a)	[23][25] [26]
C_{LAT}^{T4-T12} , C_{LAT}^{L1-L5}	spine	computerized kyphosis and lordosis	Fig. 13 (b)	[26]
θ_{PMC}^{PT} θ_{PMC}^{MT} θ_{PMC}^{L}	spine	orientation of the plane of maximal curvature	Fig. 13 (e)	[23]
θ_{APEX}^{MT}	vertebra	axial rotation at the apical apex		[29]
y_{T1-L5}	spine	frontal balance	Fig. 13 (c)	[27]
x_{T1-L5}	spine	sagittal balance	Fig. 13 (d)	[27]
l_{3D}	spine	length of the spinal curve		[28]
$\beta_{S1/P}$	pelvis	pelvic incidence	Fig. 13 (h)	[30]
β_{P}	pelvis	pelvic tilt	Fig. 13 (h)	[32]
γ_{SS}	pelvis	sacral slope	Fig. 13 (h)	[30]
α_{A}	pelvis	hip obliquity	Fig. 13 (g)	[31]

Table 2 Spine and pelvis indexes: Mean values on 60 3-D reconstructions of the spine for configurations *C1* and *C2*. *C1* (3-D reconstruction using previous system [21] with calibrated X-rays). *C2* (3-D reconstruction using proposed system with uncalibrated X-rays using a portable object).

symbol	units	*C1*	*C2*
$\varepsilon_{Epipolar}$	mm	1.35	0.75

Table 3 Spine and Pelvis Indexes: RMS difference and Wilcoxon test results of the Geometrical Indexes Measured on 60 3-D reconstructions of the Spine and Pelvis, obtained for configurations *C1* and *C2*.

symbol	units	*C1* vs *C2*	*p*-value ($p \leq 0.05$)
$\varepsilon_{Epipolar}$	mm	0.61 ± 0.51	0.0013 (SD)
C_{PA}^{PT}	deg	0.35 ± 0.50	0.6920 (NS)
C_{PA}^{MT}	deg	0.15 ± 0.17	0.5330 (NS)
C_{PA}^{L}	deg	0.23 ± 0.31	0.2283 (NS)
C_{LAT}^{T4-T12}	deg	0.45 ± 0.44	0.0726 (NS)
C_{LAT}^{L1-L5}	deg	0.54 ± 0.48	0.0994 (NS)
θ_{PMC}^{PT}	deg	0.48 ± 0.60	0.0843 (NS)
θ_{PMC}^{MT}	deg	0.46 ± 0.56	0.0811 (NS)
θ_{PMC}^{L}	deg	0.44 ± 0.63	0.4973 (NS)
θ_{APEX}^{MT}	deg	0.91 ± 1.09	0.0915 (NS)
y_{T1-L5}	deg	0.75 ± 0.51	0.0032 (SD)
x_{T1-L5}	deg	2.62 ± 1.65	0.0001 (SD)
l_{3D}	mm	2.05 ± 1.03	0.0085 (SD)
$\beta_{S1/P}$	deg	0.85 ± 1.56	0.3532 (NS)
β_{P}	deg	1.61 ± 1.64	0.3089 (NS)
γ_{SS}	deg	1.70 ± 1.70	0.1036 (NS)
α_{A}	deg	0.66 ± 0.63	0.8825 (NS)

SD: significant difference; NS: non-significant difference at $p \leq 0.05$ (Wilcoxon test)

Chapitre 6

Présentation de l'article 3 – A Three-Dimensional Retrospective Analysis of the Evolution of Spinal Instrumentation for the Correction of Adolescent Idiopathic Scoliosis

La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de cet article est évaluée à 90%. Cet article a été soumis à la revue « European Spine Journal » au mois d'avril 2008 et accepté au mois d'octobre 2008.

Remarques : Ce troisième article présente une étude rétrospective analysant l'évolution 3D des instrumentations chirurgicales pour la SIA, en utilisant les images biplans non-calibrées acquises en position debout lors de l'évaluation pré et post-opératoire. L'étude a permis d'évaluer 128 patients sélectionnés du CHU Sainte-Justine et du département d'orthopédie de l'Université du Vermont sur une période de 27 ans.

Les résultats ont permis de confirmer que les techniques chirurgicales basées sur une technique de dérotation telle que la technique Cotrel-Dubousset permettent une meilleure correction 3D des déformations comparativement aux anciennes techniques chirurgicales telles que Harrington.

A THREE-DIMENSIONAL RETROSPECTIVE ANALYSIS OF THE EVOLUTION OF SPINAL INSTRUMENTATION FOR THE CORRECTION OF ADOLESCENT IDIOPATHIC SCOLIOSIS

Samuel Kadoury, M.Eng.[1, 2], Farida Cheriet, Ph.D. [1, 2], Marie Beauséjour, M.A.Sc. [2], Ian A. Stokes, Ph.D. [3], Stefan Parent, M.D. [2], Hubert Labelle, M.D. [2].

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

(2) Sainte-Justine Hospital Research Centre, 3175 Cote-Sainte-Catherine, Montreal, (Quebec), Canada, H3T 1C5.

(3) University of Vermont, Burlington, VT 05405-0084, USA.

This paper was supported in part by the Fonds Québecois de la Recherche sur la Nature et les Technologies (FQRNT) and MENTOR, a strategic training program of the Canadian Institutes of Health Research.

Corresponding author: Hubert Labelle
Telephone: 1 + (514) 773 0341
Fax: 1 + (514) 340 4658

ABSTRACT

This is a clinical radiographic study, spanning over three decades, analyzing the three-dimensional (3-D) changes in spine geometry after corrective surgery for adolescent idiopathic scoliosis (AIS) using four generations of instrumentation systems. The objective of this study was to retrospectively evaluate the evolution of spinal instrumentation over time by measuring the 3-D changes of spinal shape before and after surgical correction of subjects with AIS using Harrington/Harrington-Luque (H/HL) instrumentation, original and recent generations of Cotrel-Dubousset Instrumentation (CDI) with rod rotation manoeuvers, as well as 3rd generation systems using thoracic pedicle screws and direct vertebral derotation (DVD) manoeuver in order to determine if the claims for improved 3-D correction from generation to next generation could be substantiated. The 3-D shape of the thoracic and lumbar spine was recorded from a pair of standing radiographs using a novel 3-D reconstruction technique from uncalibrated radiographs in 128 adolescents with AIS undergoing surgery by a posterior approach. Changes in coronal Cobb angles, kyphosis, lordosis, as well as in a series of 3-D parameters computed from the spine reconstructions before and after surgery were used to compare the four groups. Results demonstrate statistically significant differences (p = 0.05) between generations with regards to the correction of the coronal Cobb angle, and different loss of physiological lordosis. More importantly, significant differences in the 3-D correction of the spine based on the orientation of the planes of maximal curvature were observed (20%/–6% H/HL vs. 39%/39% CDI vs. 42%/18% DVD for the thoracic/lumbar regions respectively), confirming that recent CDI and 3rd generation instrumentations coupled with DVD can bring the deformity significantly closer to the sagittal plane. An increased correction in apical vertebra axial rotation was observed with the DVD manoeuver (74%), while fewer notable differences were found between DVD and recent CDI systems in terms of 3-D correction. This is the first quantitative study to clearly demonstrate that the rod derotation and DVD manoeuvers can significantly improve 3-D correction of scoliotic deformities, thereby supporting the

transition towards these more elaborate and costly instrumentation technologies in terms of 3-D assessment.

Keywords: Adolescent idiopathic scoliosis; Spinal instrumentation; Three-dimensional reconstruction; 3-D correction; Retrospective analysis

6.1 Introduction

Significant changes have occurred over the past three decades in the field of spinal instrumentation for the correction of adolescent idiopathic scoliosis (AIS). In early years, spinal surgical instrumentations were designed primarily to apply distraction forces to the spine. Such was the case with the Harrington instrumentation which was the standard for surgical correction of AIS for almost 25 years since its introduction in 1962. The Harrington-Luque instrumentation included segmental sublaminar wiring to increase construct rigidity and to counteract its tendency to decrease the sagittal profile, effectively correct the coronal Cobb angle [5, 6, 24], improve balance and decrease the number of fusion levels [18]. However as interest towards three-dimensional (3-D) correction grew in the surgical field, the Harrington technique was shown to achieve inadequate rib cage correction [13], and this did not correlate with vertebral derotation. Aaro [1] used Computerized Tomography (CT) to demonstrate that the Harrington technique did not produce significant derotation of the apical vertebra and thus could not achieve a 3-D correction of the spine.

In the mid 1980's, the introduction of the Cotrel-Dubousset instrumentation (CDI) [11] provided the first attempt to achieve true 3-D correction of the spine with the concept of the rod rotation manoeuver, by offering a complex combination of forces to correct the spinal deformity and provide increased rigidity of the corrected spine. The technique was intended to "derotate" the spine and is performed in two stages: first globally, and then locally. Globally the spine is rotated from its predominant plane of curvature in the

coronal plane into the sagittal plane, thus producing normal kyphosis and lordosis. Therefore, the plane of maximum curvature of the spine is rotated in the same direction as the rod rotation. But scoliosis also involves transverse plane rotation of the vertebrae in the opposite direction for a curve in a kyphotic thoracic region [29]. In order to derotate the vertebrae (vertebral derotation), moments in the opposite sense should also be applied to the vertebrae.

The 3-D effect of CDI has been extensively documented in previous studies and has demonstrated satisfactory 3-D correction of the scoliotic curve [9, 20, 22], but various generations were introduced in the past decade in response to reported problems thought to be linked with the derotation manoeuvers of the technique. These new CD instrumentation techniques (e.g. CD Legacy, CD Horizon) were also designed for more versatile and user-friendly spinal implants, as well as aiming to achieve better 3-D correction by substantially increasing the number of pedicle screws used during the procedure. The pedicle screw, which is used as an adjunct to spinal fusion surgery, provides a better means of gripping a spinal segment. Pedicle screws are thought to enhance patient recovery because they provide more rigid fixation for the spine and early mobilization for the patient, with improved fusion rates. However, the ability of achieving adequate rotational correction with pedicle screws remained unclear. A new correction technique, known as direct vertebral rotation (DVR), was introduced by Suk to offer a system which would apply rotational forces to the apical vertebrae in the opposite direction to the rod derotation. This technique was shown to achieve significant correction of the apical vertebral rotation, thus demonstrating that segmental pedicle screw fixation with "direct vertebral rotation" showed better rotational and coronal correction when compared to the simple rod derotation [21]. While DVR only applies a derotation manoeuver on the apical vertebra, a similar technique performs vertebral derotation manoeuvers on each vertebral level in the instrumented segment and is known as direct vertebral derotation (DVD). This is the current technique used at our institution.

Clinical studies with cohorts of patients have compared the relative correction of the Harrington and Cotrel-Dubousset procedures [12, 14, 15], but these were limited to the Cobb angles in the coronal or sagittal planes. Although the effect of the Harrington instrumentation on the coronal plane shape of the spine has been well documented [6, 23, 24, 32], its effect on the 3-D geometry of the spine after surgery has never been portrayed because 3-D reconstruction techniques with calibrated devices were unavailable. Furthermore, no thorough 3-D evaluation of the evolution of spinal instrumentation throughout the decades, going back from the Harrington technique to more recent procedures such as the DVR technique using pedicle screws, has been presented in the literature. A preliminary study of a small number of cases was presented by Stokes et al. [30], but was limited to the axial view and thus did not measure the global 3-D correction of the spine since the axial rotation is measured locally similar to the standard rotation measurement computed from CT scan.

Recent clinical studies have also compared direct vertebral rotation instrumentations to previous systems based on simple rod derotation manoeuvers, but were limited to evaluating coronal curves and apical rotation [13, 21, 26], therefore lacking in a true 3-D evaluation of this new technology. The standard clinical radiographs do not demonstrate the 3-D spinal shape, but a new self-calibration method recently proposed by Kadoury et al. [17], enables 3-D reconstruction from uncalibrated frontal and lateral X-rays, making it now possible to perform retrospective 3-D analysis. The basis of this new self-calibration employs identified anatomical landmarks on the patient's spine, in order to calibrate and subsequently reconstruct the spine in 3-D without the need of a calibration apparatus. This method was clinically validated in a previous study and showed insignificant differences with previous reconstruction methods used for the 3-D assessment of scoliotic deformities [17]. This purely radiographic study used available clinical documentation of pre- and post-operative spinal shape together with these new calibration methods to show how correction in 3-D spinal shape concentrated in the

thoracic and lumbar regions have evolved over time with the development of new instrumentation techniques.

The aim was to establish the relative contributions of various mechanisms such as distraction, compression, global and local derotation manoeuvers based on the hypothesis that more recent instrumentation systems are more effective at gaining global 3-D correction compared to earlier techniques such as Harrington instrumentation or preliminary versions of the Cotrel-Dubousset instrumentation.

This study evaluated changes between pre- and postoperative 3-D shape of the thoracic and lumbar spine between the T1 and L5 vertebrae in four cohorts of adolescents with idiopathic scoliosis undergoing posterior surgery: Harrington or Harrington-Luque instrumentation (Group A), original Cotrel-Dubousset instrumentation (Group B) with a majority of vertebral hooks, recent CDI (Group C) with a majority of pedicle screws or direct vertebral derotation techniques (Group D). The four instrumentation generations selected for this study were determined in order to reflect the evolution of spinal instrumentation at our institutions and establish an historical documentation of the major instrumentation types proposed throughout decades.

6.2 Materials and Methods

6.2.1 Subjects

This study concerns 128 patients who underwent posterior spinal surgery in their adolescence for idiopathic scoliosis correction between 1982 and 2008. Inclusion criteria included: (1) presence of adolescent idiopathic scoliosis, (2) indication for surgical correction by a posterior approach as determined by an experienced orthopedic surgeon, (3) a thoracic or lumbar curve, and (4) 10 to 18 years old at time of surgery. Exclusion criteria were: (1) any other significant musculoskeletal disease, (2) non idiopathic scoliosis, (3) previous spine surgery, (4) thoracoplasty or anterior surgery done previously or in combination with the posterior approach, (5) incomplete radiological

record, (6) poor X-rays quality or missing anatomical landmarks, (7) uncertainty about surgical approach/type of instrumentation used, or (8) Cobb angle of main curve greater than 80 degrees. Four equally distributed instrumentations groups of randomly selected patients were created, with the patient size determined by the number of eligible patients with Harrington/ Harrington-Luque (H/HL) instrumentation due to the limited amount of radiographic data available. The characteristics of the four groups of patients are provided in Table 1.

There were four groups of patients: Patients in Group A (30 females, 2 males) underwent surgery with Harrington/Harrington-Luque H/HL instrumentation (14 H and 18 H/HL). Patients in Group B (29 females, 3 males) received the original Cotrel-Dubousset Instrumentation (CDI) as introduced in the late 1980's using vertebral hooks (60% or more) and rod rotation. Patients in Group C (28 females, 4 males) were treated with more subsequent generations of CDI (CD Horizon or CD Legacy) using mostly mono-axial or poly-axial pedicle screw constructs (70% or more) and rod rotation Patients in Group D (25 females, 7 males) were treated with mono-axial pedicle screw constructs only with DVD (Monarch, Expedium (Depuy Spine) or PLUS (SpineVision)). The average age at the time of surgery was 15.3 ± 1.9 years and was similar in all groups. In all, there were 77 patients with doubles curves (King type I and King type II) and 51 with single curves (King type III, King type IV and lumbar curves), making a total of 123 thoracic and 82 lumbar curves. Differences in patients pre-operative characteristics were assessed using ANOVA for continuous variables and no statistically significant differences ($p < 0.05$) were found for the curve's severity in terms of Cobb angle measurement in all groups (Table 1). The flexibility of the curves or the percentage of curve reduction measured from supine bending tests (normalized difference between main coronal Cobb angle in standing and supine lateral bending positions) was not statistically different between groups. A χ^2 test was performed on the Risser sign and showed no statistical difference between groups.

6.2.2 3-D reconstruction of the spine geometry

For each patient, 3-D reconstructions of the spinal shape were obtained before admission to the hospital (Stage I) and after surgery (Stage II; 1.3 ± 0.7 months on average after surgery) with pairs of radiographs (posterior and lateral) taken at both stages. A biplanar self-calibration radiographic technique based on identified anatomical landmarks was used [8, 17], thus allowing to retrospectively perform 3-D reconstructions of the spine. This method requires the identification and marking of 6 anatomical landmarks (tips of both pedicles and the superior and inferior center of each plate) from T1 to L5 on the biplane standing radiographs of the spine (Figure 1) to self-calibrate the radiographic setup by optimization. The 3-D coordinates of each landmark are computed using a stereo-triangulation method, and can be visualized in any desired projection (Figure 2), while anthropometric data can be added to the reconstructions to improve visual representation (Figures 3 and 4). The spine geometry was limited between T1 and L5 since lower limbs such as the pelvis or femoral heads were not routinely captured for past instrumentation systems. The accuracy of 3-D reconstruction with biplanar radiographs has been measured and reported of being 1.6 mm when compared to a CT-like "gold-standard" models [4, 10], which is quite acceptable for clinical evaluation of spinal deformities.

6.2.3 3-D geometrical measurements

The following 3-D geometric indices were computed from the 3-D reconstructed spine models:

1. Computed Cobb angle of the proximal thoracic (PT), main thoracic (MT) and thoracolumbar/lumbar (TL/L) curves in the coronal plane, which are similar to the standard radiographic Cobb angles, but computed from the coronal view of the 3-D model by calculating the angle between the intersection of two lines perpendicular to the spinal curve at its inflexion points and passing through the pedicle centroids (Figure 5a). These measurements average 11% greater than the conventional Cobb angle measured from endplate inclinations [16, 31].

2. Computed kyphosis constrained to the T4-T12 segment and calculated in a similar fashion to the computed 3-D Cobb angle described above. The lordosis angle was computed between L1-L5 (Figure 5b). Both angles were reported in signed value (positive value = kyphosis; negative value = lordosis).
3. Orientation of the plane of maximum curvature (PMC) of in the proximal thoracic (PT), main thoracic (MT) and thoracolumbar/lumbar (TL/L) regions, measured by the angle between the plane of maximum curvature and the sagittal plane as presented in [3]. To calculate this measure for a given curve, a 3-D plane passing through both end vertebrae and the apex was identified on the coronal plane (Figure 6a). The plane is then rotated around the vertical axis of the spine, and at each 1 degree increment, the Cobb angles are projected on the plane (Figure 6b). The orientation of the plane of maximum curvature is the plane rotation where the projected Cobb angle is maximum (Figure 6c). The orientation of planes is reported in absolute value relative to the sagittal plane (0 degrees). Figure 7 illustrates two cases with one exhibiting severe scoliosis deformity and another with no deformity showing the planes of maximum deformity close to the sagittal plane. Because the PMC does not fit exactly to the spine, this measure can be considered as a simplification of the 3-D deformity, however it was shown to effectively represent and assess the true 3-D nature of the deformity of AIS in previous studies [27, 33],[9].
4. Computed Cobb angle of the PT, MT and TL/L curves in the plane of maximum curvature, obtained by the same method described above which rotates the spine around the vertical axis and measures the computed Cobb angle on the two-dimensional projection of the pedicle centroid line of that plane until the highest computed Cobb angle is obtained.
5. Axial orientation of the apical vertebra, measured by the Stokes method [28] (Figure 5c).

6.2.4 Data analysis

In each group, differences between Stages I and II of each geometric parameter described above was compared using paired two-sided Student's t tests, $p = 0.05$. The correction (difference between Stages I and II) of these same geometric parameters was also compared between groups using ANOVA followed by Tukey multiple comparison procedure, $p' = 0.05$ (Table 5). In order to evaluate the statistical power, a 20% or more difference between the groups was set as the minimum difference to be observed in order to consider the changes clinically significant and relevant. This was based on the limit considered by Delorme et al. [9], who justified this level by the order of the accuracy of the 3-D reconstructions and variability of the geometric parameters.

6.3 Results

6.3.1 Differences in pre-operative and post-operative measurements

Group A patients (H/HL) had significant correction of their proximal thoracic, main thoracic and lumbar curves in the coronal plane (Table 2) with an average correction of 24%, 38% and 29% respectively. While there was no significant change of kyphosis in the sagittal plane, thus preserving the preoperative thoracic kyphosis between T4 and T12, the lumbar lordosis had a significant change, diminishing the lordosis angle by 35%. The Cobb angle in the plane of maximum curvature in all curves was significantly decreased, however the orientation of these planes were not all significantly derotated, i.e. both the proximal thoracic and lumbar planes did not come significantly closer to the sagittal plane. In fact in both cases, the orientation went further away from the sagittal plane. With regards to the derotation of the apical vertebra, the rotation towards the normal axial orientation was significantly decreased by 4 degrees on average; however this change of the axial orientation is within the variability of the measuring technique used for this parameter [19].

Group B patients (original CDI) also had significant correction of their proximal thoracic, main thoracic and lumbar curves in the coronal plane (Table 3) with an average correction of 23%, 52% and 49% respectively. No significant change was measured in the sagittal plane with the preservation of the preoperative kyphosis curve (between T4 and T12), and slight decrease in lumbar lordosis (between L1 and L5). The Cobb angle in the plane of maximum curvature was significantly corrected in all curves. The results are similar for the orientation of these planes, where the main thoracic and lumbar planes were brought significantly closer to the sagittal plane (from 70° to 51° and from 61° to 43° respectively), while the orientation of the PT plane was decreased but not significantly. Finally, significant corrections were observed for the derotation of the apical vertebra towards the normal axial orientation, with a decrease of 8°, representing an average correction of 33%.

Group C patients more recent generations of CDI had significant correction of all three curves in both the coronal plane and planes of maximal curvature (Table 4), but most notably in the coronal plane with a correction of 25%, 62% and 61% in the PT, MT and TL/L regions respectively. The preoperative kyphosis was preserved in the sagittal plane while there was a significant decrease in the lumbar lordosis curve (23%). The orientation of all three planes of maximum curvature was brought significantly closer to the sagittal plane (from 56° to 50° in the PT, from 70° to 43° in the MT and from 60° to 37° in the TL/L). Finally, in the case of the apical vertebra axial rotation, a significant derotation towards the normal axial position was obtained with a 64% average correction.

Group D patients (3rd generation instrumentation systems and DVD) also had significant correction of all three curves with regards to the Cobb angle in the coronal plane and in the planes of maximal curvature (Table 5). The preoperative kyphosis was preserved in the sagittal plane, while a 34% significant decrease was observed for lumbar lordosis. The orientation of the plane of maximum curvature was significantly sagittalized in all

three curves, with an average correction of 36%, 42% and 18% in the PT, MT and TL/L curves respectively. Significant correction of Cobb angles in all three maximal planes was observed as well. The vertebra axial rotation was significantly derotated with a 74% average correction.

6.3.2 Differences between groups

Comparing the important changes of the spinal shape in terms of 3-D measurements between the four groups (Tables 6 and 7), a significant correction in both the orientation of the MT and TL/L planes of maximal curvature and the axial rotation of the apical vertebral was detected between the Harrington, and CDI or DVD techniques. Fewer differences were detected between both CDI generations or between recent CDI and DVD with regards to 3-D measurements, besides a significant correction of the PT curve and a slight decrease in the correction of the lumbar curve with Group D (DVD). In the case of the Cobb angles in the planes of maximal curvature, there was no differences observed between the Harrington and original generation of CDI; however a significant change was found in the MT curve and a tendency in the TL/L curve between the Harrington and recent CDI.

In the coronal plane, significant differences in the lumbar and main thoracic curves were found between the original generation of CDI and Harrington. The difference is even greater with the more recent generations of CDI with significant changes in both MT and TL/L curves. A significant difference was found between both original and recent CDI generations in the TL/L curve, as well as between DVD and all other groups in the PT curve. In the sagittal plane, no measurable differences were found in the kyphosis and lumbar lordosis between the groups. The computed statistical power ($1-\beta$) was higher than 80% in all statistical comparison tests performed in these comparisons. This indicates that there is very little possibility of a Type II error, meaning that a 20% or more difference between the four groups would not be detected because of insufficient sample size.

6.4 Discussion

In general, significantly better 3-D corrections were achieved with CDI or DVD technique, with the most notable and important differences observed with the Harrington/Harrington-Luque instrumentation. When analyzing more current 3-D oriented surgical techniques, less important but continuous improvements in 3-D correction nonetheless were found between original, recent CDI and DVD generations with significant differences in apical rotation. A definite corrective trend can be substantiated between DVD and recent CDI systems with significant differences found in terms of global 3-D correction and apical derotation, while requiring fewer levels of fusion. A clear tendency with regards to loss of lordosis can be observed in all instrumentation groups. To our knowledge there was no literature on this subject and it was our belief that this observational comparative study would be of interest to raise the level of evidence concerning 3-D effects of these surgical approaches.

6.4.1 Correction in the coronal and sagittal plane

Results indicate that the correction of the spine in the coronal plane follows the same tendency for all groups with a postoperative improvement; however a significantly better correction was achieved in the lumbar region of the spine by using the CD technique compared to Harrington. This phenomenon is confirmed when analyzing the postoperative lordosis angle with the Harrington technique. In contrast, DVD does not compare as well to recent CDI systems with regards to the lumbar curve, but this effect can most probably be explained by the fewer lumbar curves being instrumented in the DVD group. In contrast, it achieves significantly better correction in the main and proximal thoracic curve. A higher level of instrumented vertebrae with a higher number of pedicle screws used in the PT region with Group D probably explain this increased correction, with 85% of patients being instrumented with pedicle screws higher than T4 compared to 15% in Group C (recent CDI).

With regards to changes in the sagittal profile, all four groups seem to preserve the preoperative thoracic kyphosis as observed by Helenius [14] and Mikhailovsky [25]. Mikhailovsky et a.l documented 3-D correction with the Harrington technique, using computer-optical topography rather than 3-D radiographic reconstructions. The effect on lumbar lordosis was quite different, with a loss of physiological lumbar lordosis in Group A, confirming the well-known flat back effect [2] commonly seen with this technique and explained by the distraction mechanism of the procedure. A decrease of lumbar lordosis was also observed in Groups C and D, however contrary to the Harrington technique, the more recent CDI and DVD generations brought above average lumbar lordosis angular values back to physiological lumbar lordosis (23% and 33% correction respectively).

There is a definite tendency which can be observed in each generation with regards to reduction in lumbar lordosis at the post-operative stage, which was also found by Mikhailovsky *et al.* [25] when comparing Harrington and CDI. Although this loss of lordosis is not ideal for achieving spinal balance, this effect still remains to be explained and understood. This point still needs to be addressed in the future, and maybe linked to the effect of the pelvic and femoral head alignment in order to maintain harmony of the thoraco-lumbar segment. Variability and means shape models portraying inter-vertebral transformations within the various Groups as demonstrated in Figure 8, may help to elucidate this observed phenomenon by analysing the effective 3D corrective parameters [7].

Results seem to confirm a significant improvement of coronal correction when using CDI and DVD in the main thoracic and lumbar regions, and in the proximal thoracic region with DVD, as shown in Figure 9(a). By comparison, Mikhailovsky et al. found great reduction in coronal plane Cobb angles both in the CDI and Harrington groups.

6.4.2 Global and local 3-D correction

Orientation of the planes of maximal deformity indicates if a true 3-D correction of the spine has been achieved, and both CDI and DVD techniques significantly corrected these planes, which was not the case for the Harrington technique. In fact, a deterioration of orientation of PT and TL/L planes of maximal deformity was observed with Group A (the orientation of the planes of maximal deformity did not move towards the sagittal plane) as illustrated in Figure 9(c). This effect can also be observed in Figure 10 showing the top views of planes of maximum curvature for similar preoperative cases taken from each group, and compared to the post-op model. Once again, the deterioration in the lumbar segment of the spine correlates with the observed flat back effect in the lordosis measurement. This may be explained by the fact that the inherent distraction phenomenon was concentrated on the main thoracic curve while distorting the lumbar curve. The introduction of the derotation manoeuver with CDI seems to counter this effect by applying forces directly on this region. In fact, Stokes et al. [30] observed a similar effect with CDI instrumentation achieving a better derotation of the maximum curvature plane when compared to the Harrington, although the improvement was of lesser amplitude. For curve measurements in the planes of maximal deformity, the results follow the same pattern as in the coronal plane, with most significant differences found between the DVD using pedicle screws and Harrington instrumentations.

Surprisingly, even though the DVD manoeuver is based on vertebral derotation, results indicate it did not achieve the same level of 3-D correction in the lumbar curve as both CDI groups. This can be linked to fewer instrumented levels in the lumbar region in the DVD group, with 72% of patients having pedicle screw insertion no lower than L2, compared to 40% with recent generations of CDI (Legacy, Horizon). In fact, a statistical difference can be found between patients instrumented higher or lower to L2 with DVD for shifting the lumbar curve towards the sagittal plane (19° vs. 8°).

With regards to the axial rotation of the apical vertebra, adequate correction was achieved in all four groups with a progressive improvement as the instrumentation type became more and more recent, especially with DVD. Stokes et al. [30] reported this phenomenon with CDI in the analysis of the apical vertebra axial rotation. This can be substantiated by the increasing number of pedicle screws used for the local derotation manoeuver in the CDI technique, and explains the very high percentage of correction in apical rotation for DVD (74%).

6.4.3 Methodological issues

This was a retrospective study using randomly selected patients within each Group, but no differences in patient characteristics were detected, and there did not appear to be differences associated with the fact that different surgeons were involved. Because of its retrospective nature and the use of comparison groups, this is a study of moderate strength that may benefit from additional data and replication in other populations. However, any selection bias was avoided since patients were selected on availability of data without regard to pre-operative deformity or clinical characteristics.

This study reports changes in spinal geometry focused in the thoracic and lumbar regions. Inclusion of the pelvis, femoral heads and lower limbs is a crucial and important factor for understanding and analyzing the harmony of the thoraco-lumbar alignment in post-operative assessment of the spine. Because acquisition of the lower limbs and cervical spine was not mandatory at the time of the Harrington or original CDI era, the 3-D reconstruction of these structures was not included in this study. Therefore a correct and adequate comparison with recent films could not be done for this study. However routine radiographic acquisition from head to feet is now possible with newer technologies (low-dose EOS system), making it feasible to adequately analyze the effect of the global axis of gravity of the body with regards to the effective loss of lordosis observed in the study groups.

6.5 Conclusion

With these results, we can confirm the hypothesis that an increased 3-D correction was achieved as spinal instrumentation evolved towards derotation manoeuvers when comparing Harrington, CDI and DVD techniques. We can therefore state that significant progress in 3-D correction of idiopathic scoliosis has been achieved with continuous improvements in surgical techniques and instrumentations, by assessing simplified global 3-D descriptors such as the plane of maximum deformity, which measures the overall 3-D shift of the spine, or local 3-D measurements such as axial rotation.

Results obtained in this study show recent Cotrel-Dubousset Instrumentations (CDI) or direct vertebral derotation (DVD) techniques achieve important and significantly better 3-D correction of thoracic and lumbar curves of scoliotic deformities in AIS compared to previous systems such as the Harrington/Harrington-Luque techniques or the original generation of the Cotrel-Dubousset system. Recent generations of CDI achieve slightly better correction compared to original versions of CDI, while DVD techniques offer a better correction of apical vertebra rotation and of the proximal thoracic curve. Differences were also found between DVD and recent CDI systems in terms of true 3-D correction with fewer vertebral levels being fused together.

This is the first quantitative study to clearly demonstrate that the derotation manoeuvre (*e.g.* CDI, DVD) can produce better 3-D correction of scoliosis deformities than techniques based on distraction alone (H/HL) which only achieves correction in the 2-D plane, thereby supporting the higher costs of the CDI technique and subsequent versions of this technology.

6.6 References

[1] Aaro S, Dahlborn M (1982) The effect of Harrington instrumentation on the longitudinal axis rotation of the apical vertebra and on the spinal and rib-cage deformity in idiopathic scoliosis studied by computer tomography. Spine 7:456-462.

[2] Aaro S, Ohlen G (1983) The effect of Harrington instrumentation on the sagittal configuration and mobility of the spine in scoliosis. Spine 8:570-575.

[3] Aubin C-E, Lobeau D, Labelle H, Maquinghen-Godillon AP, LeBlanc R, Dansereau J (1999) Planes of Maximum Deformity in the Scoliotic Spine. In: IAF Stokes (Ed) (ed) Research into Spinal Deformities 2. Amsterdam, IOS Press. pp. 45-48.

[4] Aubin CE, Dansereau J, Parent F, Labelle H, de Guise JA (1997) Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine. Med Biol Eng Comput 35:611-618.

[5] Bassett GS, Hensinger MC, Keiper MD (1989) Effect of posterior spinal fusion on spinal balance in idiopathic scoliosis. J Pediatr Orthop 9:672-674.

[6] Benson DR, DeWald RL, Schultz AB (1977) Harrington rod distraction instrumentation: its effect on vertebral rotation and thoracic compensation. Clin Orthop Relat Res:40-44.

[7] Boisvert J, Pennec X, Ayache N, Labelle H, Cheriet F (2006) 3D anatomical variability assessment of the scoliotic spine using statistics on Lie groups. In: 2006 3rd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Macro to Nano. IEEE, Arlington, VA. pp. 750-753.

[8] Cheriet F, Dansereau J, Petit Y, Aubin CE, Labelle H, De Guise JA (1999) Towards the self-calibration of a multiview radiographic imaging system for the 3D reconstruction of the human spine and rib cage. Int Journal on Pattern Recognition and Artif Intell 13:761-779.

[9] Delorme S, Labelle H, Aubin CE, de Guise JA, Rivard CH, Poitras B, Dansereau J (2000) A three-dimensional radiographic comparison of Cotrel-Dubousset and Colorado instrumentations for the correction of idiopathic scoliosis. Spine 25:205-210.

[10] Delorme S, Petit Y, de Guise JA, Labelle H, Aubin CE, Dansereau J (2003) Assessment of the 3-D reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images. IEEE Trans Biomed Eng (USA) 50:989-998. DOI 10.1109/tbme.2003.814525.

[11] Dubousset J, Cotrel Y (1991) Application technique of Cotrel-Dubousset instrumentation for scoliosis deformities. Clin Orthop Relat Res:103-110.

[12] Fitch RD, Turi M, Bowman BE, Hardaker WT (1990) Comparison of Cotrel-Dubousset and Harrington rod instrumentations in idiopathic scoliosis. J Pediatr Orthop 10:44-47.

[13] Friend L, Czerwein Jr J, Sharan A, Amaral T, Sarwahi V (2007) P79. Segmental Direct Vertebral Rotational Technique for Scoliosis Correction. The Spine Journal 7:119S.

[14] Helenius I, Remes V, Yrjonen T, Ylikoski M, Schlenzka D, Helenius M, Poussa M (2003) Harrington and Cotrel-Dubousset instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. Long-term functional and radiographic outcomes. J Bone Joint Surg Am 85-A:2303-2309.

[15] Humke T, Grob D, Scheier H, Siegrist H (1995) Cotrel-Dubousset and Harrington Instrumentation in idiopathic scoliosis: a comparison of long-term results. Eur Spine J 4:280-283.

[16] Jeffries BF, Tarlton M, De Smet AA, Dwyer SJ, 3rd, Brower AC (1980) Computerized measurement and analysis of scoliosis: a more accurate representation of the shape of the curve. Radiology 134:381-385.

[17] Kadoury S, Cheriet F, Dansereau J, Labelle H (2007) Three-Dimensional Reconstruction of the Scoliotic Spine and Pelvis From Uncalibrated Biplanar x-Ray Images. Spinal disorders and techniques 20:160-168.

[18] King HA, Moe JH, Bradford DS, Winter RB (1983) The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. J Bone Joint Surg Am 65:1302-1313.

[19] Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, Jequier JC (1995) Variability of geometric measurements from three-dimensional reconstructions of scoliotic spines and rib cages. Eur Spine J 4:88-94.

[20] Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, Poitras B, Rivard CH, Stokes IA, de Guise J (1995) Comparison between preoperative and postoperative three-dimensional reconstructions of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Dubousset procedure. Spine 20:2487-2492.

[21] Lee SM, Suk SI, Chung ER (2004) Direct vertebral rotation: a new technique of three-dimensional deformity correction with segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis. Spine 29:343-349.

[22] Lenke LG, Bridwell KH, Baldus C, Blanke K, Schoenecker PL (1992) Cotrel-Dubousset instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis. J Bone Joint Surg Am 74:1056-1067.

[23] Luk KD, Leong JC, Reyes L, Hsu LC (1989) The comparative results of treatment in idiopathic thoracolumbar and lumbar scoliosis using the Harrington, Dwyer, and Zielke instrumentations. Spine 14:275-280.

[24] Mielke CH, Lonstein JE, Denis F, Vandenbrink K, Winter RB (1989) Surgical treatment of adolescent idiopathic scoliosis. A comparative analysis. J Bone Joint Surg Am 71:1170-1177.

[25] Mikhailovsky MV, Novikov VV, Sarnadsky VV (2002) Three-dimensional correction with CD instrumentation and Harrington rod in the treatment of idiopathic scoliosis. Stud Health Technol Inform 91:216-221.

[26] Shah SA (2007) Derotation of the Spine. Neurosurgery Clinics of North America 18:339-345.

[27] Stokes IA (1994) 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.

[28] Stokes IA, Bigalow LC, Moreland MS (1986) Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis. Spine 11:213-218.

[29] Stokes IA, Bigalow LC, Moreland MS (1987) Three-dimensional spinal curvature in idiopathic scoliosis. J Orthop Res 5:102-113.

[30] Stokes IA, Labelle H, Aronsson DD (1993) Spinal shape changes in idiopathic scoliosis after Harrington or C-D instrumentation: the axial view. In: Scoliosis Research Society Annual Meeting.

[31] Stokes IA, Shuma-Hartswick D, Moreland MS (1988) Spine and back-shape changes in scoliosis. Acta Orthop Scand 59:128-133.

[32] Thometz JG, Emans JB (1988) A comparison between spinous process and sublaminar wiring combined with Harrington distraction instrumentation in the management of adolescent idiopathic scoliosis. J Pediatr Orthop 8:129-132.

[33] Villemure I, Aubin CE, Grimard G, Dansereau J, Labelle H (2001) Progression of vertebral and spinal three-dimensional deformities in adolescent idiopathic scoliosis: a longitudinal study. Spine 26:2244-2250.

6.7 Figures

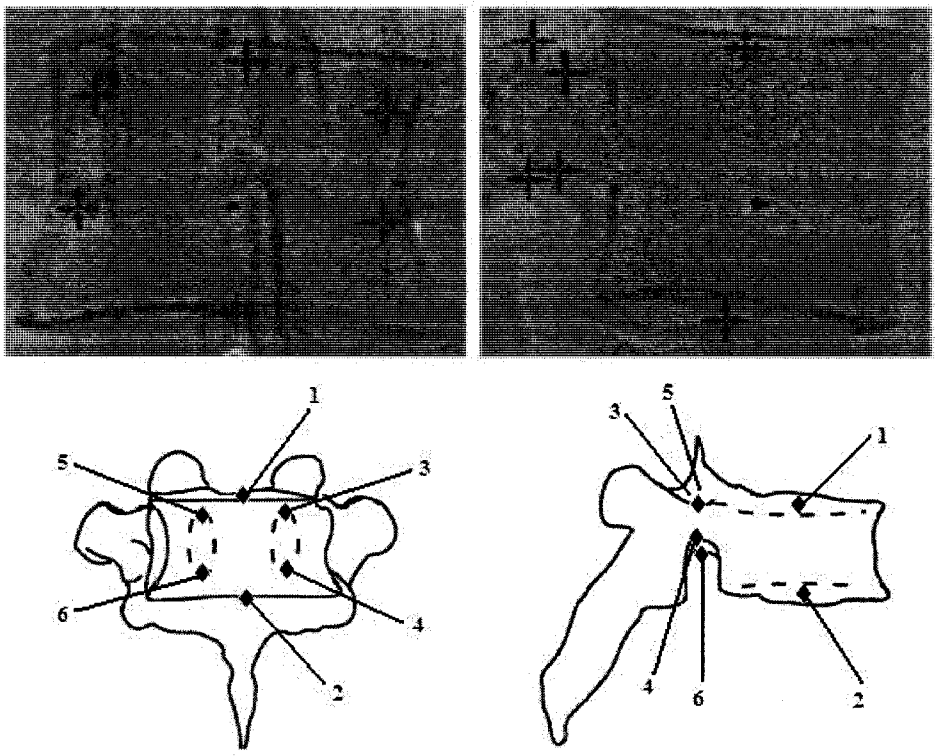


Figure 1 Identified anatomical landmarks (pedicle tips and endplate centers) used by the self-calibration algorithm.

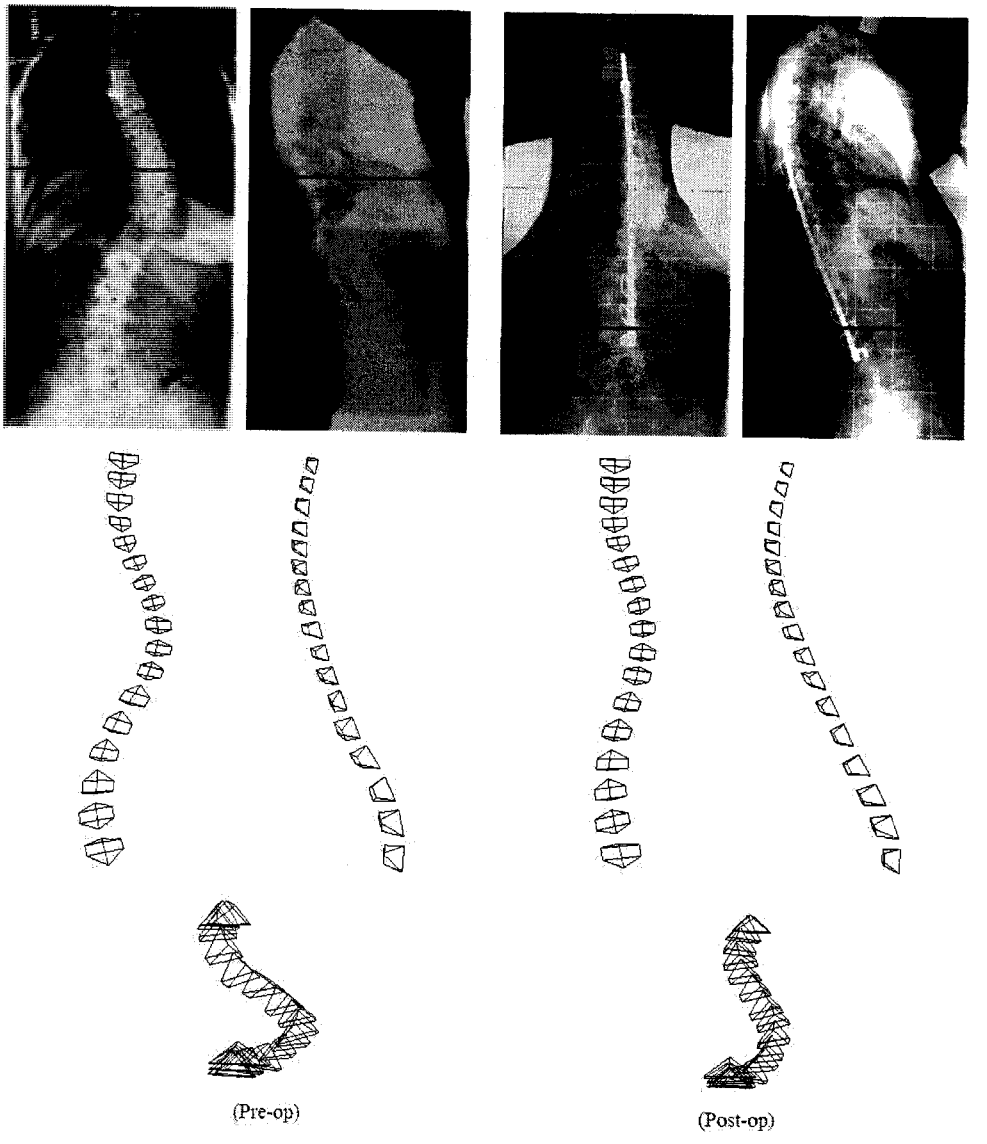


Figure 2 Example of a 3-D reconstruction of the spine with corresponding radiographs for an adolescent with scoliosis before surgery (Pre-op) and after surgery using Harrington/Harrington-Luque instrumentation (Post-op). The model can be viewed in the coronal plane, sagittal plane, apical view (along Z axis), or planes of of maximum curvature.

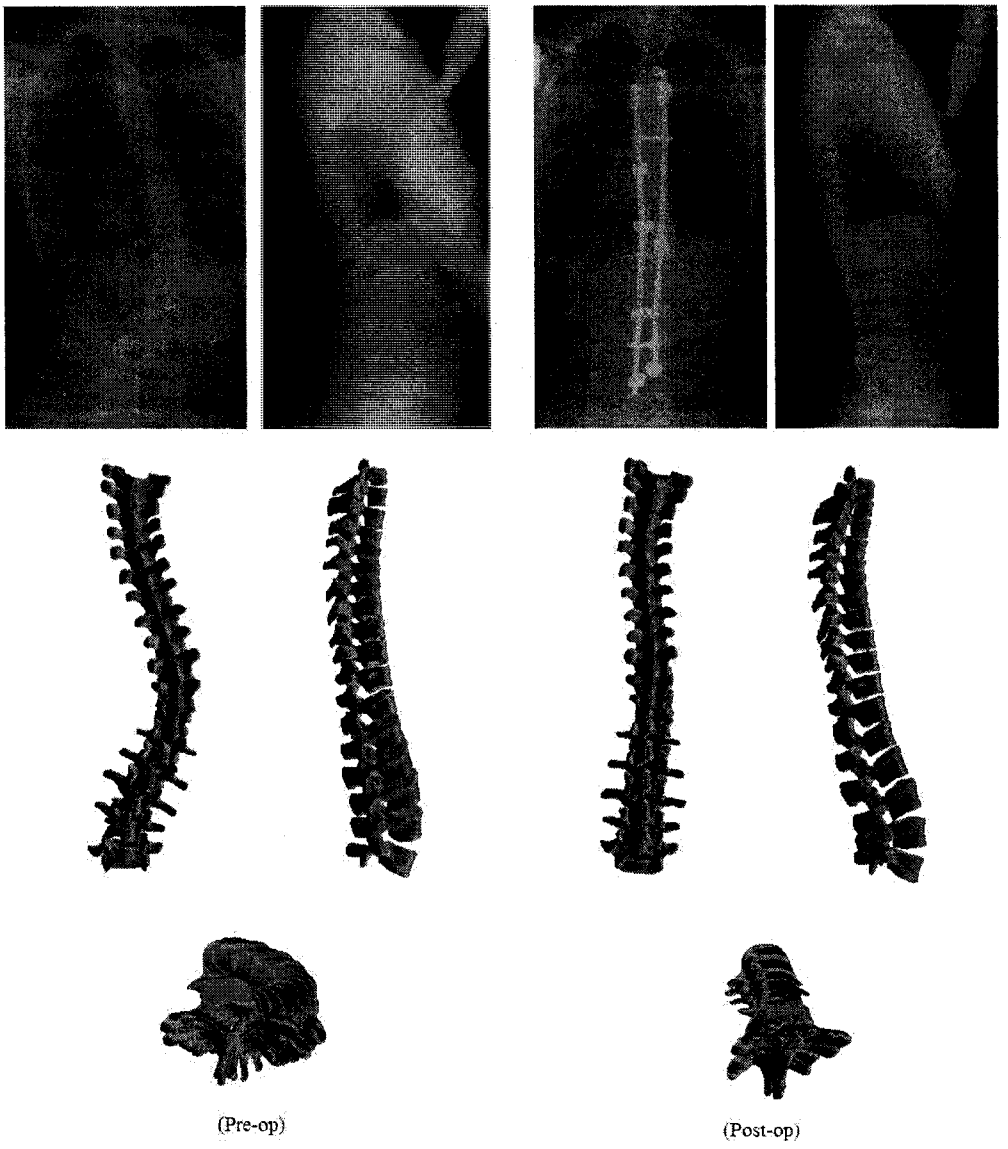


Figure 3 Example of a 3-D parameteric representation of the spine with corresponding radiographs for an adolescent with scoliosis before surgery (Pre-op) and after surgery using original Cotrel-Dubousset instrumentation (Post-op).

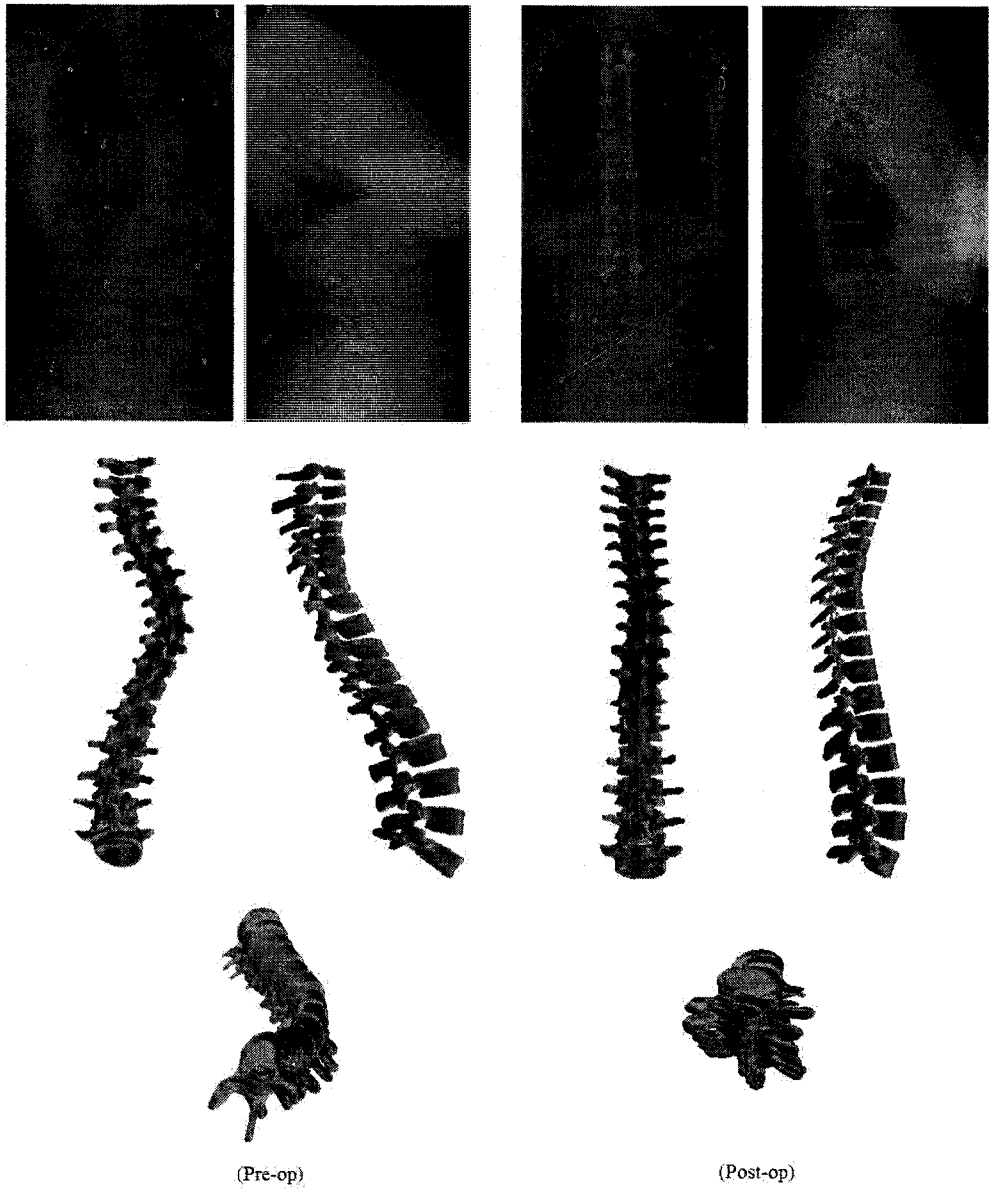


Figure 4 Example of a 3-D parameteric representation of the spine with corresponding radiographs for an adolescent with scoliosis before surgery (Pre-op) and after surgery using recent Cotrel-Dubousset instrumentation (Post-op).

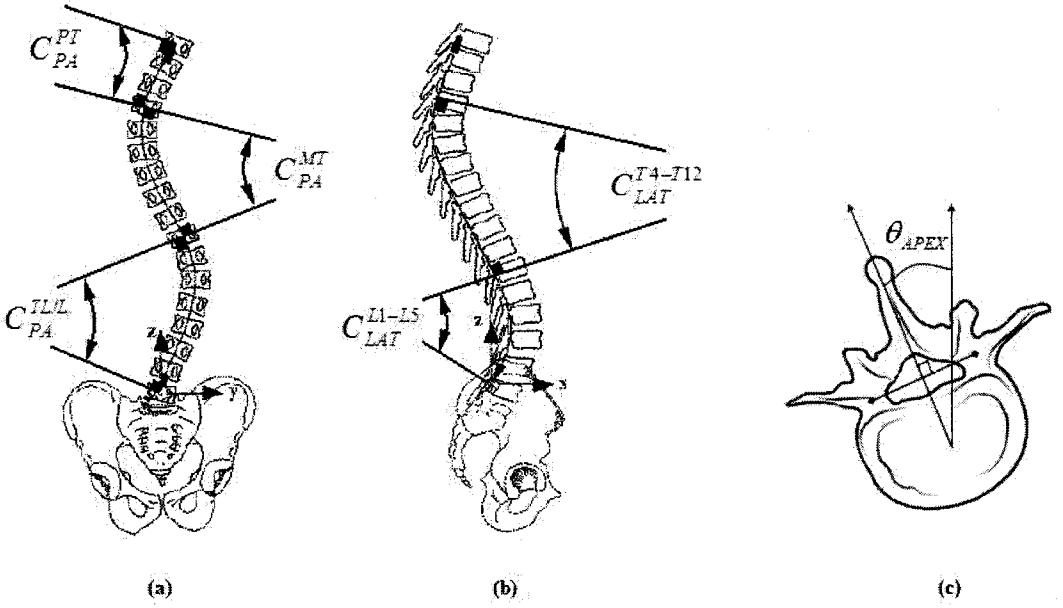


Figure 5 Graphical representation of 3-D clinical indices used for the evaluation of spinal deformities. (a) Computer Cobb angle in the coronal plane; (b) Kyphosis and lordosis in the sagital plane; (c) Axial rotation of the apical vertebra.

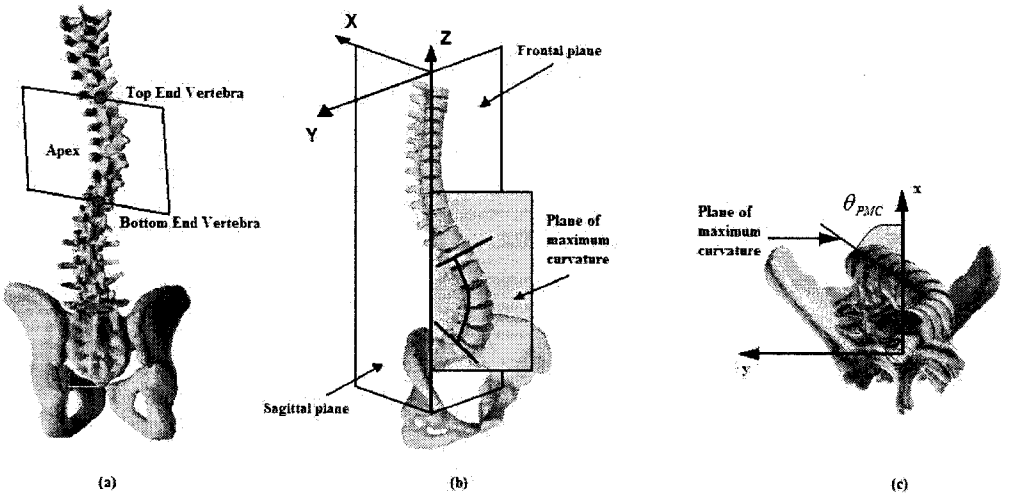


Figure 6 (a) Determining the contrained plane passing through the end vertebrae. (b) Projection of the maximal curvature plane in 3-D view. (c) Plane of maximal curvature in the top view.

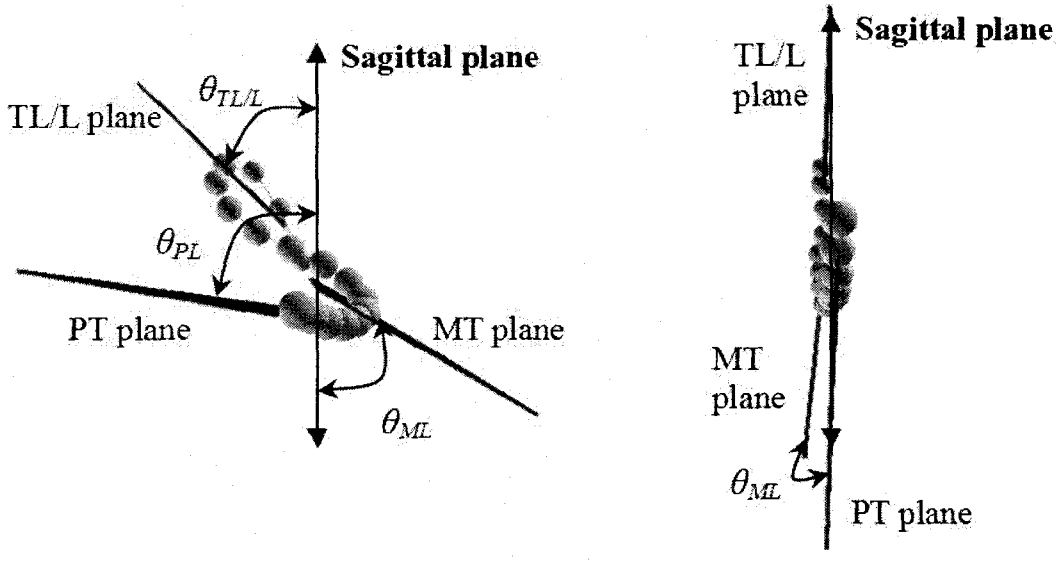


Figure 7 Top view of the spine (view along spinal axis) illustrating orientation of planes of maximum deformity (θ) for a case exhibiting severe scoliosis (left) and a case exhibiting no scoliosis (right). In the normal case, the orientation of the planes of maximum curvature is close to 0 deg. from the sagittal plane.

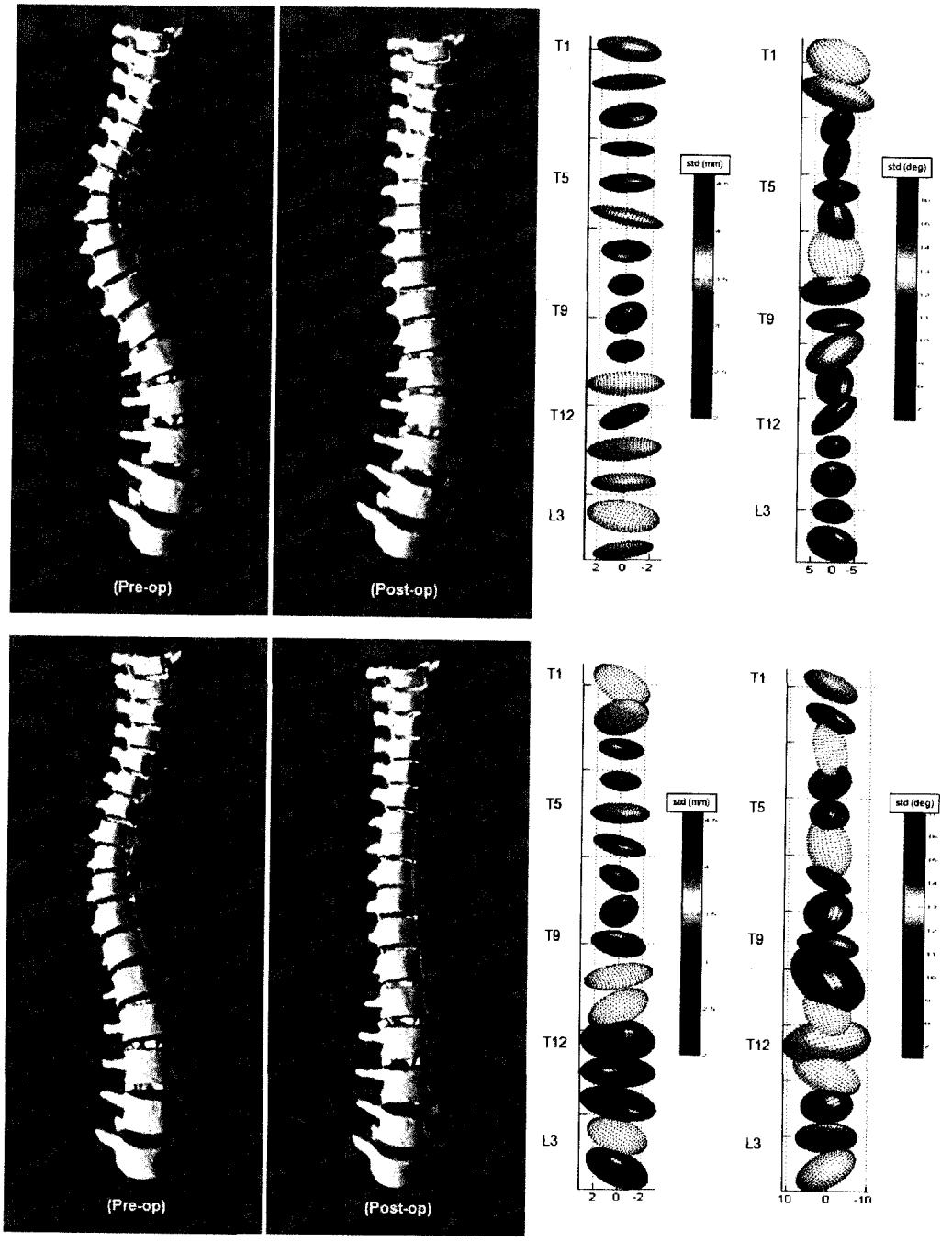


Figure 8 Statistical model of spine shape deformations of cases in Group D (Direct Vertebral Derotation) instrumented up to L2 (Top), and lower than L2 (Bottom). From left to right: mean shapes, 3D rotation and 3D translation covariance.

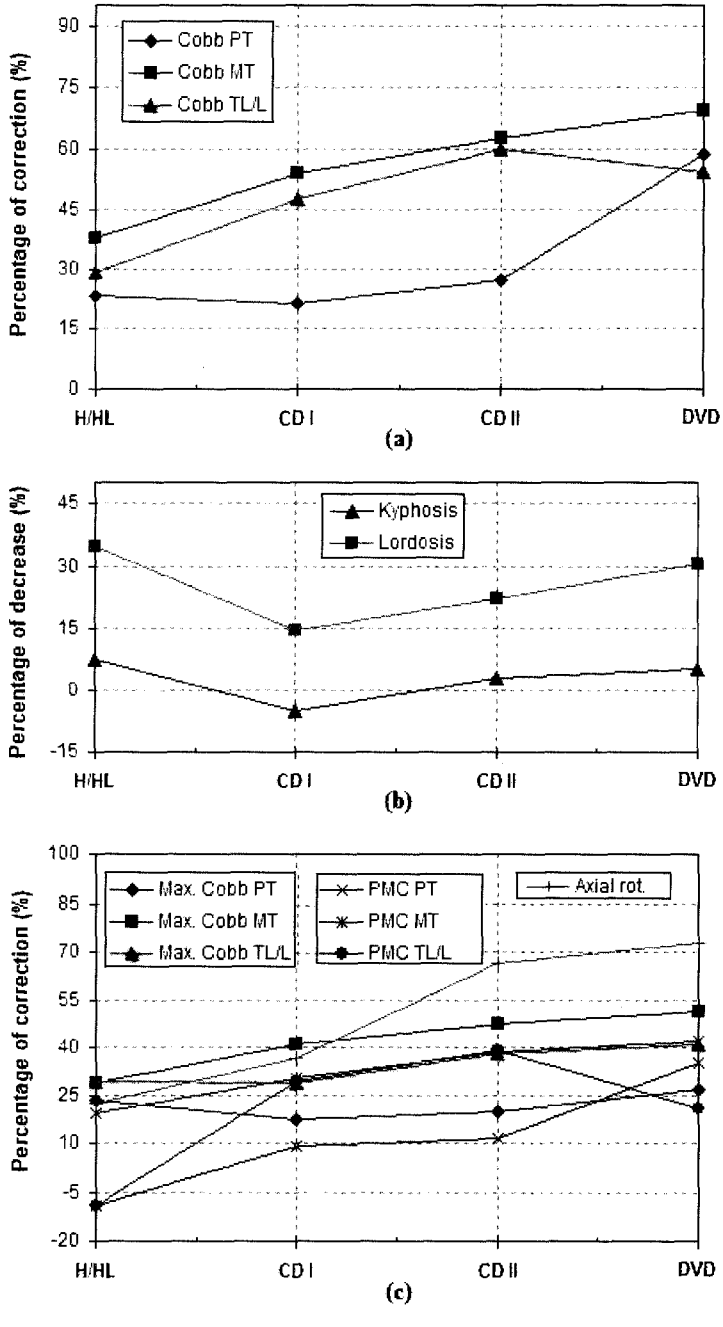


Figure 9 Evolution of spinal instrumentation. (a) Percentage (%) of correction for coronal Cobb angles; (b) Percentage (%) of decrease in kyphosis and lordosis; (c) Percentage (%) of correction in 3-D measurements including plane of maximum curvature (PMC).

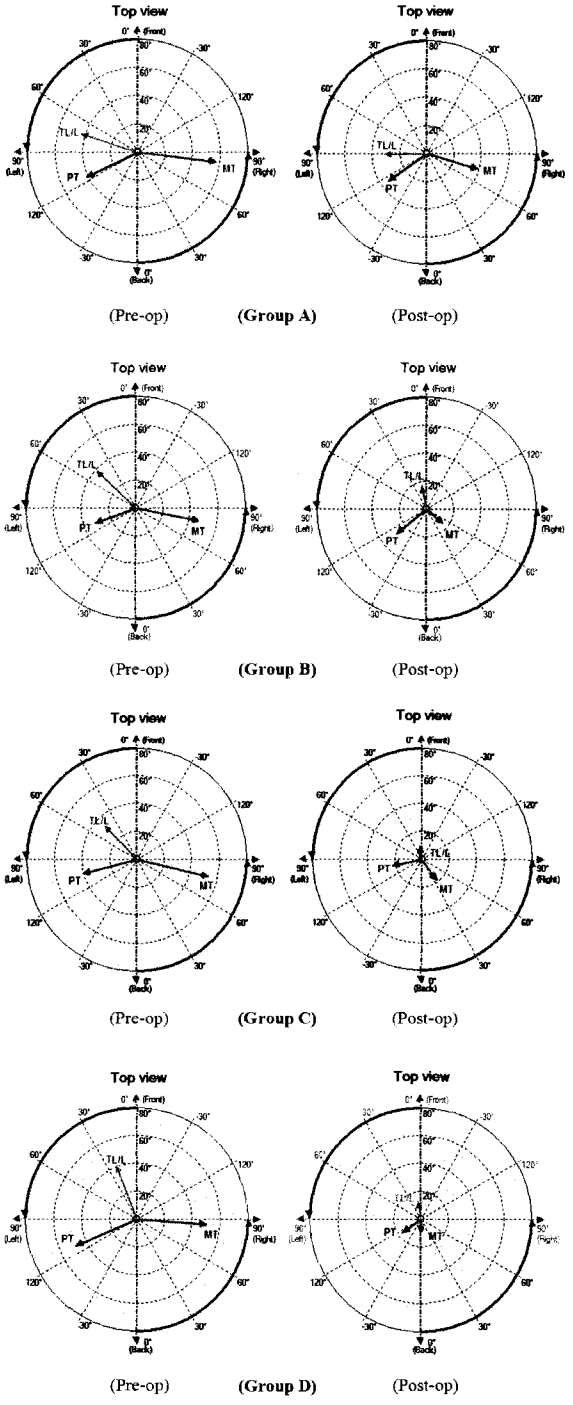


Figure 10 Top views of planes of maximal curvature for typical pre- and post-op cases in Group A (Harrington/Harrington-Luque), Group B (original of Cotrel-Dubousset), Group C (recent generation of Cotrel-Dubousset), Group D (Direct Vertebral Derotation).

6.8 Tables

Table 1 Patient characteristics for the four study groups.

Group	**A**	**B**	**C**	**D**	**Probability of groupwise difference**
Instrumentation	H/HL (82-87)	Original CDI (90-95)	Recent CDI (97-06)	DVD (07-08)	
Number of patients	32	32	32	32	
Average age at time of surgery (yr)	15.3 ± 2.3	15.0 ± 1.9	15.2 ± 1.7	15.6 ± 1.7	NS (0.655)
Number of thoracic (T) curves	31	30	31	31	
Number of lumbar (L) curves	18	23	19	22	
Average Cobb angle preop (°)					
PT	22 ± 11	27 ± 14	24 ± 11	29 ± 15	NS (0.115)
MT	50 ± 14	52 ± 15	50 ± 11	53 ± 11	NS (0.672)
TL/L	45 ± 11	45 ± 14	47 ± 13	44 ± 15	NS (0.786)
Average flexibility of the main curve (bending test) (%)	49 ± 20†	45 ± 19	49 ± 17	42± 17	NS (0.286)
Risser sign (% of mature)	80†	69‡	80	72	NS (0.163)

†: 11 cases missing; ‡: 3 cases missing; **SD**: Significant difference; **NS**: Non-significant difference

Table 2 Means, standard deviations, and levels of significance (*P*) for geometric parameters in Group A (Harrington/Harrington-Luque instrumentation) at stages I and II (before and after surgery).

Parameter	**Stage I (pre)**	**Stage II (post)**	***P* (I vs. II) (paired *t*-test)**
Coronal Cobb angle (°)			
PT	22 ± 11	17 ± 10	0.001
MT	50 ± 14	31 ± 11	<0.001
TL/L	45 ± 11	32 ± 12	<0.001
Kyphosis (°)	29 ± 12	27 ± 10	0.190
Lordosis (°)	-31 ± 14	-20 ± 13	0.002
Maximum Cobb angle (°)			
PT	29 ± 11	23 ± 10	<0.001
MT	54 ± 14	38 ± 10	<0.001
TL/L	51 ± 11	36 ± 12	<0.001
Orientation of the plane of maximum curvature (°)			
PT	54 ± 16	60 ± 20	0.245
MT	71 ± 12	57 ± 18	<0.001
TL/L	60 ± 17	66 ± 19	0.071
Apical vertebral axial rotation (°)	19 ± 8	15 ± 5	0.003

SD: Significant difference; **NS**: Non-significant difference

Table 3 Means, standard deviations, and levels of significance (*P*) for geometric parameters in Group B (original Cotrel-Dubousset instrumentation) at stages I and II (before and after surgery).

Parameter	Stage I (pre)	Stage II (post)	*P* (I vs. II) (paired *t*-test)
Coronal Cobb angle (°)			
PT	27 ± 14	21 ± 10	**SD** (<0.001)
MT	52 ± 15	25 ± 11	**SD** (<0.001)
TL/L	45 ± 14	23 ± 12	**SD** (<0.001)
Kyphosis (°)	28 ± 13	29 ± 11	**NS** (0.321)
Lordosis (°)	-31 ± 18	-26 ± 16	**NS** (0.101)
Maximum Cobb angle (°)			
PT	34 ± 12	29 ± 11	**SD** (0.009)
MT	55 ± 14	32 ± 11	**SD** (<0.001)
TL/L	51 ± 13	36 ± 11	**SD** (<0.001)
Orientation of the plane of maximum curvature (°)			
PT	59 ± 22	55 ± 19	**NS** (0.359)
MT	70 ± 12	51 ± 16	**SD** (<0.001)
TL/L	61 ± 17	43 ± 24	**SD** (<0.001)
Apical vertebral axial rotation (°)	21 ± 9	14 ± 8	**SD** (<0.001)

SD: Significant difference; **NS**: Non-significant difference

Table 4 Means, standard deviations, and levels of significance (*P*) for geometric parameters in Group C (recent CDI) at stages I and II (before and after surgery).

Parameter	Stage I (pre)	Stage II (post)	*P* (I vs. II) (paired *t*-test)
Coronal Cobb angle (°)			
PT	24 ± 11	18 ± 10	<0.001
MT	50 ± 11	19 ± 10	<0.001
TL/L	47 ± 13	19 ± 10	<0.001
Kyphosis (°)	28 ± 13	27 ± 10	0.515
Lordosis (°)	-37 ± 11	-28 ± 11	<0.001
Maximum Cobb angle (°)			
PT	31 ± 11	24 ± 13	0.010
MT	53 ± 10	28 ± 11	<0.001
TL/L	54 ± 12	33 ± 11	<0.001
Orientation of the plane of maximum curvature (°)			
PT	56 ± 19	50 ± 20	0.041
MT	70 ± 11	43 ± 19	<0.001
TL/L	60 ± 17	37 ± 20	<0.001
Apical vertebral axial rotation (°)	19 ± 10	7 ± 4	<0.001

SD: Significant difference; **NS**: Non-significant difference

Table 5 Means, standard deviations, and levels of significance (*P*) for geometric parameters in Group D (Direct vertebral derotation instrumentation) at stages I and II (before and after surgery).

Parameter	Stage I (pre)	Stage II (post)	*P* (I vs. II) (paired *t*-test)
Coronal Cobb angle (°)			
PT	29 ± 15	11 ± 9	**SD** (<0.001)
MT	53 ± 11	16 ± 7	**SD** (<0.001)
TL/L	44 ± 15	21 ± 11	**SD** (<0.001)
Kyphosis (°)	30 ± 15	30 ± 13	**NS** (0.808)
Lordosis (°)	-34 ± 11	-23 ± 10	**SD** (<0.001)
Maximum Cobb angle (°)			
PT	38 ± 15	27 ± 11	**SD** (<0.001)
MT	57 ± 10	28 ± 13	**SD** (<0.001)
TL/L	50 ± 13	31 ± 12	**SD** (<0.001)
Orientation of the plane of maximum curvature (°)			
PT	58 ± 16	37 ± 19	**SD** (0.014)
MT	70 ± 14	41 ± 22	**SD** (<0.001)
TL/L	61 ± 15	50 ± 23	**SD** (0.005)
Apical vertebral axial rotation (°)	19 ± 7	5 ± 4	**SD** (<0.001)

SD: Significant difference; **NS**: Non-significant difference

Table 6 Means, standard deviations, and levels of significance (*P*) for differences of geometric parameters between stages I and II (correction) in Groups A, B, C and D.

Parameter	Group A (H/HL)	Group B (1st CD)	Group C (2nd CD)	Group D (DVD)	*P*-Value (Anova)
Coronal Cobb angle (°)					
PT	-5 ± 8	-6 ± 7	-7 ± 9	-18 ± 14	**SD** (<0.001)
MT	-19 ± 11	-27 ± 11	-31 ± 11	-37 ± 11	**SD** (<0.001)
TL/L	-13 ± 8	-22 ± 10	-28 ± 10	-23 ± 14	**SD** (<0.001)
Kyphosis (°)	-2 ± 9	2 ± 9	-1 ± 7	-1 ± 12	**NS** (0.466)
Lordosis (°)	-11 ± 19	-5 ± 17	-8 ± 11	-10 ± 11	**NS** (0.473)
Maximum Cobb angle (°)					
PT	-7 ± 10	-6 ± 11	-6 ± 13	-12 ± 12	**NS** (0.107)
MT	-15 ± 12	-22 ± 11	-25 ± 13	-29 ± 15	**SD** (0.001)
TL/L	-15 ± 11	-15 ± 13	-21 ± 11	-20 ± 14	**NS** (0.075)
Orientation of the plane of maximum curvature (°)					
PT	5 ± 22	-4 ± 22	-8 ± 19	-21 ± 20	**SD** (<0.001)
MT	-14 ± 14	-20 ± 17	-27 ± 19	-29 ± 17	**SD** (0.001)
TL/L	6 ± 16	-18 ± 21	-24 ± 19	-11 ± 21	**SD** (<0.001)
Apical vertebral axial rotation (°)	-4 ± 6	-8 ± 9	-13 ± 9	-14 ± 7	**SD** (<0.001)

SD: Significant difference; **NS**: Non-significant difference

Table 7 Levels of significance (*P*) for pairwise differences of geometric parameters between stages I and II (correction) between Groups A, B, C and D.

Parameter	***P* (A vs B)**	***P* (A vs C)**	***P* (B vs C)**	***P* (A vs D)**	***P* (B vs D)**	***P* (C vs D)**
Coronal Cobb angle (°)						
PT	**NS** (0.995)	**NS** (0.863)	**NS** (0.947)	**SD** (<0.001)	**SD** (<0.001)	**SD** (<0.001)
MT	**SD** (0.033)	**SD** (<0.001)	**NS** (0.483)	**SD** (<0.001)	**SD** (0.003)	**NS** (0.153)
TL/L	**SD** (0.009)	**SD** (<0.001)	**NS** (0.058)	**SD** (0.002)	**NS** (0.964)	**NS** (0.168)
Kyphosis (°)	**NS** (0.387)	**NS** (0.917)	**NS** (0.786)	**NS** (0.902)	**NS** (0.802)	**NS** (0.999)
Lordosis (°)	**NS** (0.467)	**NS** (0.945)	**NS** (0.811)	**NS** (0.998)	**NS** (0.578)	**NS** (0.981)
Maximum Cobb angle (°)						
PT	**NS** (0.980)	**NS** (0.995)	**NS** (0.999)	**NS** (0.278)	**NS** (0.125)	**NS** (0.169)
MT	**NS** (0.162)	**SD** (0.017)	**NS** (0.789)	**SD** (<0.001)	**NS** (0.186)	**NS** (0.706)
TL/L	**NS** (0.999)	**NS** (0.154)	**NS** (0.157)	**NS** (0.392)	**NS** (0.400)	**NS** (0.947)
Orientation of the plane of maximum curvature (°)						
PT	**NS** (0.377)	**NS** (0.098)	**NS** (0.886)	**SD** (<0.001)	**SD** (0.010)	**SD** (0.048)
MT	**NS** (0.491)	**SD** (0.017)	**NS** (0.376)	**SD** (0.002)	**NS** (0.098)	**NS** (0.898)
TL/L	**SD** (<0.001)	**SD** (<0.001)	**NS** (0.750)	**SD** (0.006)	**NS** (0.488)	**NS** (0.080)
Apical vertebral axial rotation (°)	**NS** (0.224)	**SD** (<0.001)	**SD** (0.028)	**SD** (<0.001)	**SD** (0.021)	**NS** (0.999)

SD: Significant difference; **NS**: Non-significant difference

Chapitre 7

Auto-calibrage d'un système à rayons-X à partir de primitives de haut niveau

La reconstruction 3D de la colonne vertébrale scoliotique à partir d'images radiographiques biplanaires non-calibrées a permis l'évaluation 3D des déformations rachidiennes dans un environnement clinique sans avoir recours à un objet de calibrage encombrant pour le contexte clinique (Kadoury, Cheriet, Laporte, et Labelle, 2007). Cependant, la méthode proposée exige qu'un expert identifie et apparie manuellement les repères sur chaque vertèbre afin de calibrer et ensuite reconstruire le modèle en 3D. Cette tâche est non seulement longue, fastidieuse et induit des erreurs, mais aussi ne peut pas assurer la répétabilité du processus. L'évaluation de la déformation en clinique durant la visite du patient devient alors difficile. De plus, des correspondances de points entres les vues offrent des données éparpillées avec peu de redondance, générant ainsi plusieurs minimums locaux lors de l'optimisation du système d'équations non-linéaires qui décrit la configuration du système d'acquisition.

Un algorithme de mise en correspondance locale se base aussi sur la supposition qu'un point sur la surface d'un objet apparaît avec la même intensité sur les images biplans sur

lesquelles le point est visible. Cependant du au phénomène intrinsèque de la modalité par rayons-X, la correspondance locale est une caractéristique peu fiable pour l'appariement et la reconstruction 3D de structures osseuses. Pour ces raisons, des méthodes variationelles avec une composante à base de régions ont été appliquées à la reconstruction stéréomultiplans comme alternative aux correspondances locales (Seitz, Curless, Diebel, Scharstein, et Szeliski, 2006). Contrairement aux comparaisons de points entre des paires d'images, la comparaison des méthodes variationelles est effectuée grâce à l'intégrale sur des régions. Ceci peut non seulement améliorer la qualité des résultats en incorporant des données additionnelles telles que des primitives de haut niveau appariées (segments, courbes, surfaces), mais peut aussi réduire le nombre de degrés de liberté afin de résoudre le système d'équations complexe.

Des travaux antérieurs ont tenté d'intégrer des primitives géométriques de haut niveau telles que les équations mathématiques de lignes et de cercles afin de déterminer les paramètres de rotation et de translation de la configuration de la caméra en se basant sur l'information observée sur les vues de projections (Qiang, Costa, Haralick, et Shapiro, 1999). Des travaux similaires présentés dans le domaine cardiovasculaire ont proposé d'exploiter les propriétés intrinsèques des artères coronariennes telles que les vecteurs tangents et les courbures maximales afin d'auto-calibrer un système angiographique (Fallavollita et Cheriet, 2008). Bien que ces propriétés n'ont pas encore été exploitées en imagerie orthopédique, Poncet présenta les propriétés de torsion géométrique décrivant le phénomène 3D de la scoliose adolescente (Poncet, Dansereau, et Labelle, 2001). Alors que ces éléments ont été préconisés pour classifier les différents patrons scoliotiques en 3D, ces relations n'ont toujours pas été exploitées en vision stéréoradiographique. Dans les travaux de Li (G. Li et Zucker, 2006), les auteurs ont présenté les relations 2D/3D des caractéristiques tangentielles et de courbures extraites de courbes en 3D, permettant ainsi de déterminer les paramètres d'une fenêtre de Frenet-Serret à partir de l'information recueillie sur les images 2D.

L'objectif de cette section est de proposer une nouvelle méthode d'auto-calibrage d'un système radiographique en orthopédie qui puisse exploiter la forme globale de la colonne extraite semi-automatiquement sur les images radiographiques, ainsi que les propriétés de torsion géométrique propre à la scoliose idiopathique adolescente (SIA), afin de résoudre le problème de correspondance entre les vues biplans.

7.1 Segmentation de la colonne vertébrale

L'approche hiérarchique pour l'auto-calibrage du système d'acquisition présentée dans ce travail nécessite que la forme silhouette (contour) de la colonne vertébrale telle que projetée sur les images radiographiques biplanaires soit segmentée afin de procéder à une reconstruction 3D par une technique par enveloppe visuelle (visual hull). Nous proposons une méthode pour la segmentation des contours du rachis. En premier lieu, le gradient de l'image PA ainsi que de l'image LAT dans la région lombaire est généré par un opérateur de dérivée du deuxième ordre. Un seuil déterminé automatiquement est par la suite appliqué afin de créer un masque binaire qui contient la segmentation des contours osseux possédant un contraste élevé et ignore les contours externes à la colonne.

Le seuil est dérivé par une mesure structurelle basée sur la plus grande valeur propre (λ) de la matrice Hessienne (H) de l'image I tel que défini par :

$$H = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 I}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 I}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 I}{\partial x \partial y} & \frac{\partial^2 I}{\partial y^2} \end{bmatrix} = (v_1, v_2) \cdot \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 \\ 0 & \lambda_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} v_1^T \\ v_2^T \end{pmatrix} \tag{7.1}$$

$$I(x,y) = \begin{cases} 1 & (x,y) \in [w(u)]; \quad \lambda_1 < T\lambda_2 \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}$$

Cette formulation intègre une contrainte $w(u)$ permettant de conserver les éléments possédant une distance relative basée sur la distribution 2D de la largeur du corps vertébral entre les vertèbres T1 et L5 tel qu'illustrée à la Figure 7.1.

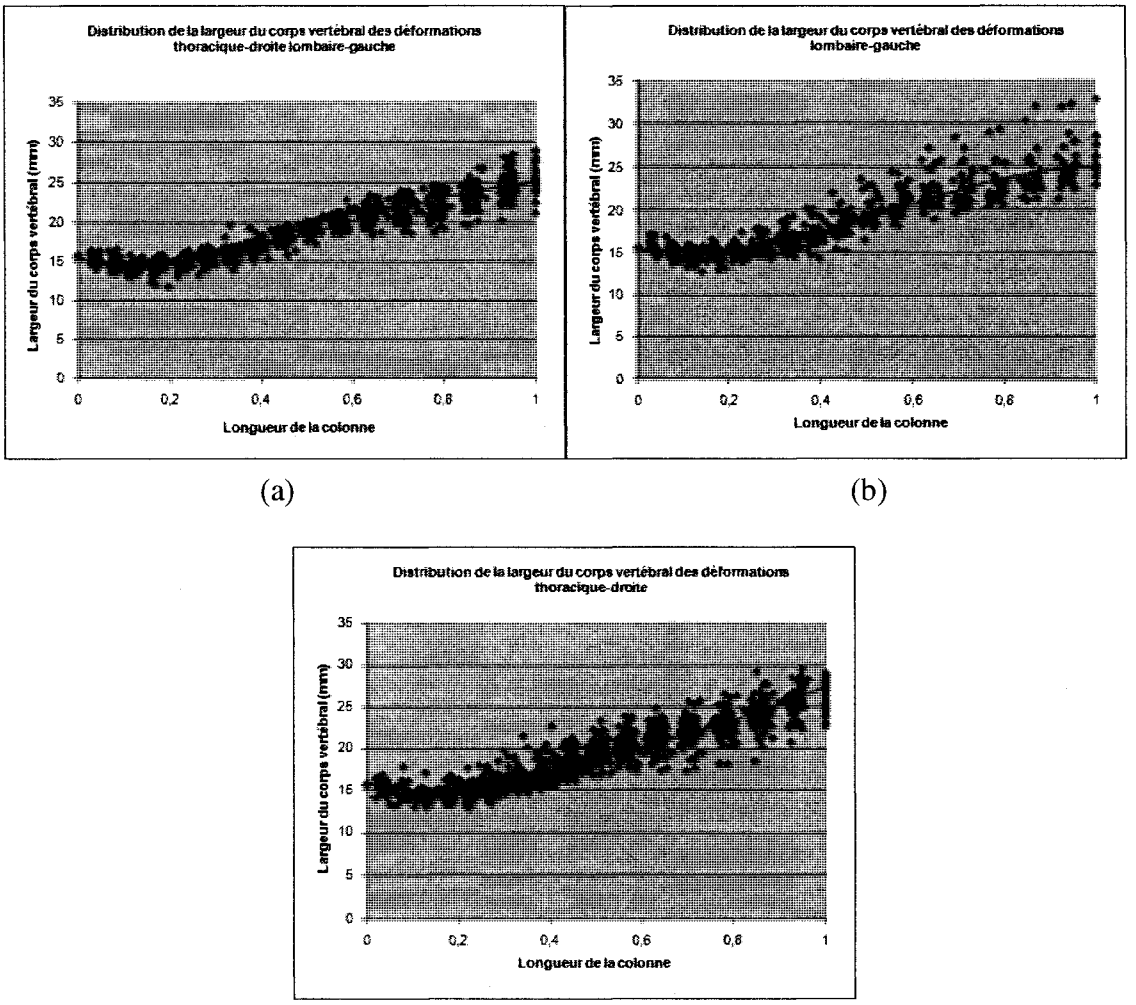


Figure 7.1 : Distribution moyenne en 2D de la largeur du corps vertébral pour 3 classes de déformation. (a) Thoracique-droite lombaire-gauche; (b) Thoracique-droite; (c) Lombaire-gauche.

L'interaction de l'usager dans ce processus se limite à identifier la largeur du plateau supérieur et inférieur de ces vertèbres limites sur les images radiographiques. Les éléments linéaires qui peuvent être observés autour de l'objet masqué sont par la suite

éliminés en dilatant l'image du gradient par un élément structurel linéaire, tel qu'un élément structurel vertical suivi d'un élément structurel horizontal. Des trous saillants à l'intérieur de la région segmentée sont remplis avec une technique de croissance de régions. L'objet segmenté est subséquemment lissé en érodant l'image avec un élément structurel par diamant afin d'extraire les bordures du corps vertébral en vue frontale. La Figure 7.2 présente les étapes du processus de segmentation.

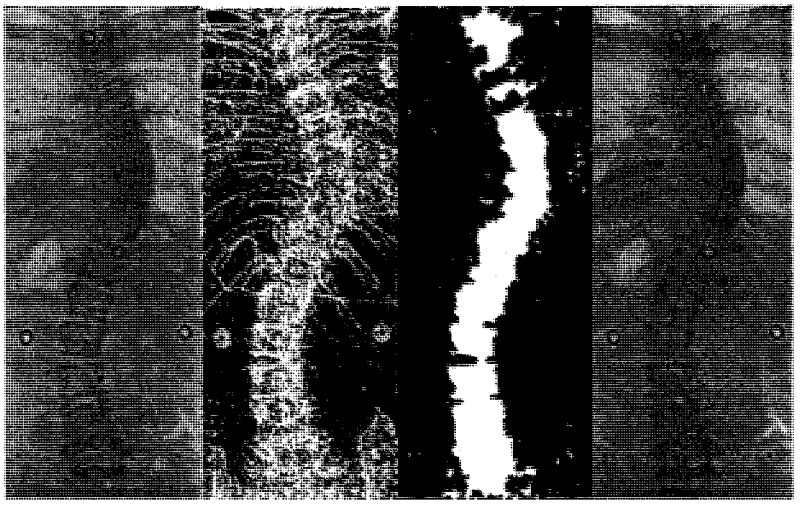


Figure 7.2 : Résultats de chaque étape de la procédure de segmentation du corps vertébral frontal.

La problématique de segmentation du corps vertébral sur la vue sagittale est bien différente du à l'effet de superposition des structures osseuses dans la région thoracique et de l'inconsistance du coefficient d'absorbation de la dose émise par le tube à rayons-X. Ces effets font en sorte que la visibilité des vertèbres dans la région thoracique se détériore significativement. Un modèle de régression non-linéaire construit à partir de données dépendantes a donc été proposé afin de prédire avec une précision adéquate la cyphose thoracique entre les vertèbres T2 et T12 sur la vue latérale (**annexe 1, résumé 1**). La technique proposée basée sur un modèle d'apprentissage entraîné sur une base de données de patients scoliotiques a permis de détecter la courbe thoracique sur la vue sagittale à partir de l'angle de Cobb thoracique sur la vue PA et de la lordose lombaire, pour ainsi progresser vers une segmentation automatique de la colonne scoliotique sur

les deux vues. Les contours sont par la suite extrapolés similairement à la distribution linéaire de la largeur du corps vertébral telle que présentée pour la portion frontale. La Figure 7.3 illustre un exemple des silhouettes obtenues pour un cas typique. Dans ce travail, les contours ainsi que les courbes médianes sont modélisés par des B-splines en 2D afin de faciliter les ajustements.

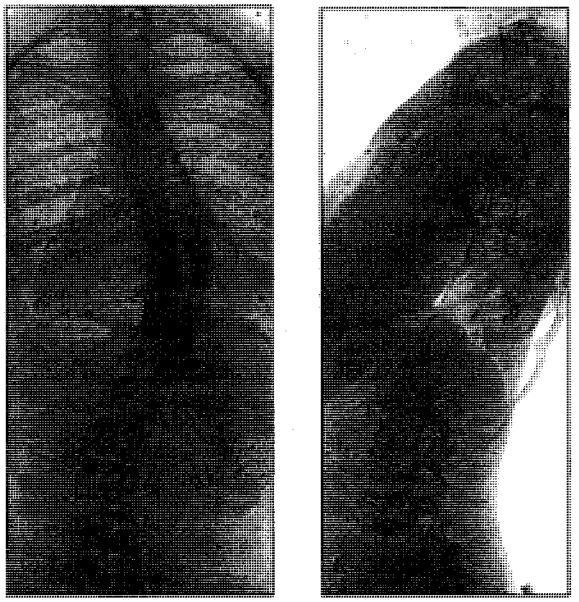


Figure 7.3 : Exemple des formes silhouettes de la partie antérieure de la colonne obtenues par la méthode de segmentation proposée.

7.2 Approche hiérarchique pour l'auto-calibrage d'un système d'acquisition à rayons-X

Les primitives anatomiques appariées sur les images biplans sont requises afin de déterminer la scène radiographique par auto-calibrage. Ainsi, les mesures de correspondance 2D/3D ont été développées pour la procédure d'optimisation. Ces mesures sont décrites ci-dessous.

7.2.1 Représentation globale de la forme géométrique de la colonne en 3D

1) Reconstruction géométrique par une enveloppe visuelle: La silhouette segmentée de la portion antérieure des corps vertébraux de la colonne sur les images biplanaires est utilisée pour une reconstruction par enveloppe visuelle de la forme globale de la colonne tel qu'illustrée à la Figure 7.4. Une représentation par enveloppe visuelle dépend premièrement des deux silhouettes biplanaires de la colonne s^i; $i=1...2$, ainsi que des paramètres géométriques de la caméra Π^i; $i=1...2$ tel que $\Pi^i : \Re^3 \rightarrow \Re^2$, qui demeurent inconnus. Une fois que les silhouettes sont obtenues à partir des images, la reconstruction est basée sur le concept de l'enveloppe visuelle. Plus spécifiquement, la représentation par enveloppe visuelle de la colonne 3D, dénommée S par rapport aux plans images Ω, est exprimée par $VH(S,\Omega)$, qui est un volume dans l'espace tel que pour chaque point P dans $VH(S,\Omega)$ et pour chacune des caméras avec le point de vue V^i dans Ω, la demi-ligne allant de V^i à P contient au moins un point du modèle S (Laurentini, 1994). Cette définition indique que l'enveloppe visuelle contient tous les points dans l'espace dont leur projection sur les images tombe à l'intérieur des silhouettes définies sur les régions de l'image. Ainsi, l'enveloppe visuelle est l'objet maximal qui possède les mêmes silhouettes que l'objet original, tel qu'observé sur les régions image. L'objet segmenté ainsi que les silhouettes de la colonne sont reprojetés dans l'espace 3D par l'enveloppe visuelle conique décrite dans le modèle de projection projective, et la projection devrait coïncider avec les silhouettes sur Ω tel que $\Pi^i(S) = s^i$. En calculant l'intersection des cônes visuels projetés à partir des deux images (i.e. directions biplanaires), nous obtenons un estimé de la forme globale de la partie antérieure de la colonne vertébrale.

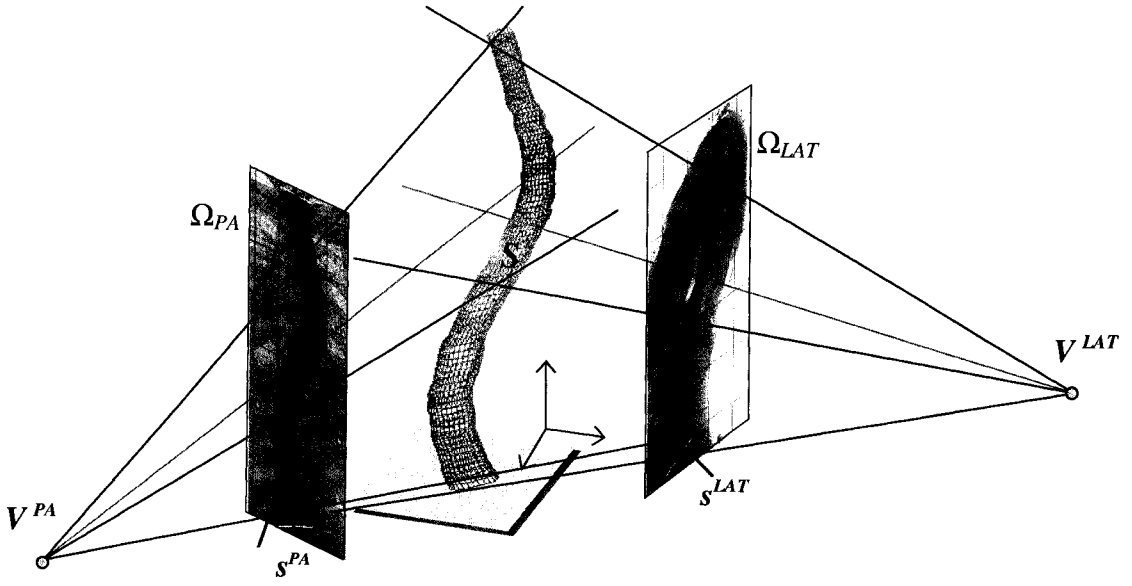


Figure 7.4 : Principe de la reconstruction 3D par l'enveloppe visuelle (visual hull) de la forme globale de la colonne basé sur les silhouettes s^{PA} et s^{LAT} projetée sur les vues radiographiques biplanaires. La forme de l'objet *S* est estimée par l'intersection de tous les cônes visuels issus des points de vue *V*.

2) Torsion géométrique de la colonne scoliotique: Grâce à la nature 3D de la scoliose idiopathique, les propriétés naturelles de la courbe médiane de la colonne vertébrale peuvent être exploitées dans l'optimisation globale des paramètres radiographiques, en utilisant la torsion géométrique de la colonne. Ces propriétés mesurent la quantité de déviation (divergence) de la courbe centrale par rapport au plan déterminé par les vecteur tangents *t* et normaux *n* (Poncet, Dansereau, et Labelle, 2001). En scoliose, la torsion géométrique est en relation avec le niveau de déformation hélicoïdal de la colonne. Elle peut être définie par les propriétés géométriques locales dans la courbe 3D passant par les vertèbres thoraciques et lombaires afin de mesurer le niveau de déviation hélicoïdal de la vertèbre, sans avoir à déterminer la position spécifique de la vertèbre en terme de rotation et de déformation. La courbe centrale de la colonne en 3D modélisée par une B-spline continue et paramétrique $C_k(u) \in \Re^3$ est représentée par les formules de Frenet afin de calculer la torsion géométrique telle qu'illustrée dans la Figure 7.5. Nous utilisons la correspondance 2D/3D ainsi que la relation dérivée telle que présentée dans

(G. Li et Zucker, 2006) qui utilise des fenêtres de Frenet afin d'extraire l'information 2D des courbes scoliotiques sur les images, pour finalement calculer les mesures en 3D. Dénotons $\alpha_i(s)$ comme étant une courbe paramétrée par la longueur de l'arc dans $\Re^2$. Si la fenêtre de Frenet (tangent, normal, binormal) représentée par le triplet (**T**, **N**, **B**), ainsi que la courbure est connue à $\alpha_i(0)$, on peut donc obtenir une approximation locale par Frenet :

$$\alpha_i(s) = \alpha_i(0) + s\mathbf{T}_0 + \frac{s^2}{2}\kappa_0\mathbf{N}_0\frac{s^3}{6}\kappa_0\tau_0\mathbf{B}_0 \tag{7.2}$$

Nous définissons $\alpha_{PA}(s)$ et $\alpha_{LAT}(s)$ comme étant les courbes représentant la ligne centrale de la colonne sur les images frontale (PA) et sagittale (LAT) respectivement. Ainsi pour chaque valeur de s tel que $s = [0, 2\tau, 3\tau,\ldots, 1]$ et τ est le pas d'incrémentation équidistant sur la courbe, nous pouvons définir un noeud dans l'espace tangentiel tel que $i = (x_{PA}, y_{PA}, x_{LAT}, y_{LAT}, \theta_{PA}, \theta_{LAT}, \kappa_{PA}, \kappa_{LAT})$, où x_i et y_i sont les coordonnées de projection sur l'image du point **X**, θ_i est l'orientation du point tangent projeté sur les plans images, et κ_i est la courbure sur l'image 2D, avec $i = (PA, LAT)$ qui représente les images radiographiques biplans. Nous supposons que la position 3D de **X** et la tangente **T** sont calculées par des méthodes standards (O. Faugeras, 1993; R. Hartley et Zisserman, 2000). Afin de déterminer la normale **N** et la courbure 3D $\boldsymbol{\kappa}$ d'un point sur la courbe $C_k(u)$ dans l'espace 3D à partir des vues biplans, nous utilisons les relations mathématiques proposées par (G. Li et Zucker, 2006) alors que la normale 3D **N**, la courbure $\boldsymbol{\kappa}$ ainsi que les paramètres géométriques sont définis comme:

$$(\mathbf{u}_{PA}\times\mathbf{T})\cdot\mathbf{N}_\kappa = \frac{f(1-(\mathbf{u}_{PA}\cdot\mathbf{T})^2)^{3/2}}{\lambda(1-(\mathbf{u}_{PA}\cdot t_{PA})^2)^{3/2}}\kappa_{PA} \tag{7.3}$$

où $\mathbf{u}_{PA} = \mathbf{p}_{PA} / \| \mathbf{p}_{PA} \|$, **p** est déterminé par le vecteur pointant vers la projection dans le plan image et f est le vecteur pointant vers le centre de l'image, les deux représentés dans le système de coordonnées de la camera. Le paramètre λ représente la focale

obtenue par le calibrage alors que t est le vecteur tangent locale sur l'image 2D. La courbure peut être calculée par $\kappa = \|\mathbf{N}\kappa\|$, en imposant la contrainte $\|\mathbf{N}\|=1$. Conséquemment, le vecteur normal peut être déterminé par $\mathbf{N} = \mathbf{N}\kappa/\kappa$.

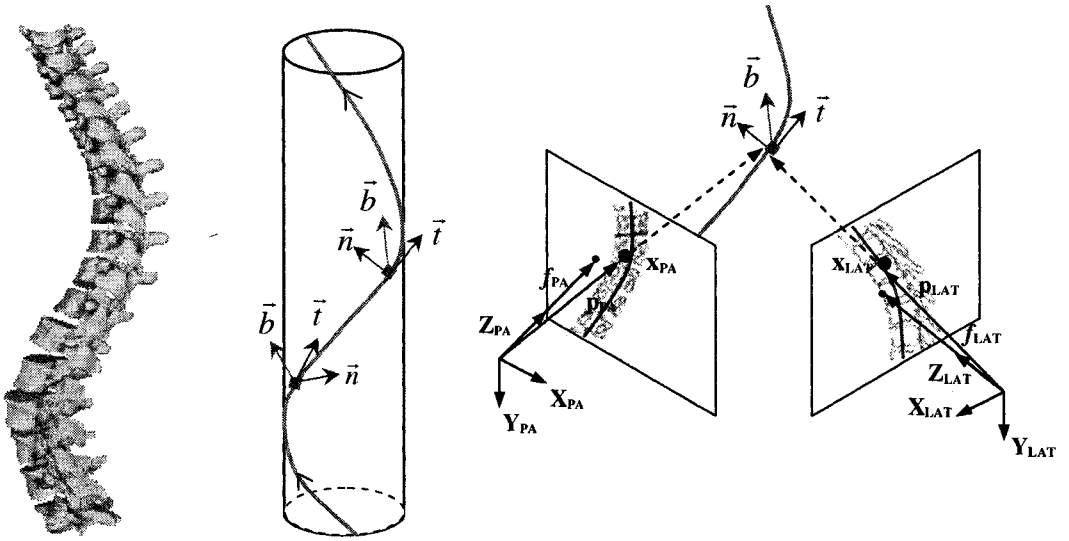


Figure 7.5 : La colonne scoliotique représentée par une ligne hélicoïdale peut être déterminée uniquement par la quantité de torsion géométrique. Le concept de torsion géométrique (τ) est illustré par un trihedron formé par les vecteurs tangentiels t, normaux n, et binormaux b qui se déplacent le long de la courbe 3D.

7.2.2 Auto-calibrage du système d'acquisition radiographique

L'algorithme d'auto-calibrage proposé utilise explicitement les matrices de calibrage M_i dans le but d'estimer les paramètres géométriques du système radiographique menant à une reconstruction 3D optimale des vertèbres de la colonne (Cheriet et coll., 1999; Cheriet, Laporte, Kadoury, Labelle, et Dansereau, 2007). Les matrices de projection M_i sont modélisées par:

$$M_i(\xi_i)=\begin{bmatrix} c_{x_i} & 0 & x_{p_i} & 0 \\ 0 & c_{y_i} & y_{p_i} & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \cdot \left[\begin{array}{c|c} R_i & T_i \\ \hline 0^T & 1 \end{array}\right] \tag{7.4}$$

où R_i est la matrice de rotation définie par les paramètres angulaires (α_i, β_i, γ_i), et T_i est le vecteur de translation défini par les paramètres (X_{Si}, Y_{Si}, Z_{Si}). Les paramètres intrinsèques sont modélisés par les coordonnées x_{pi}, y_{pi} du point principal et c_{xi}, c_{yi} qui représentent les distances principales. Une approximation initiale des paramètres est déterminée par un petit objet visible dans les clichés radiographique (Kadoury, Cheriet, Laporte, et Labelle, 2007). Ainsi les paramètres géométriques $\xi_i = (x_{pi}, y_{pi}, c_{xi}, c_{yi}, \alpha_i, \beta_i, \gamma_i, X_{Si}, Y_{Si}, Z_{Si})$ sont optimisés par rapport à la forme globale de la colonne en minimisant la fonction de coût:

$$\Psi(\xi) = \sum_{i=1}^{2} G(\xi_i, s^i(u,v)) + F(\xi_i, C_k(u), \alpha_i(s)) + \beta \tag{7.5}$$

qui combine deux critères globaux. La première composante maximise l'intersection des régions entre la silhouette segmentée et la projection de la forme globale de la colonne telle que déterminée par la reconstruction 3D obtenue de l'enveloppe visuelle (Sec. 7.2.1), et minimise les régions isolées telle que:

$$G(\xi_i, s^i(u,v)) = \iint_{\Omega_i - \Pi^i(S)} s^i(u,v)dudv - \iint_{\Pi^i(S)} s^i(u,v)dudv \tag{7.6}$$

La deuxième composante évalue les différences entre la rétro-projection des fenêtres de Frenet 3D équidistantes sur la courbe médiane $C_k(u)$ de la colonne et l'information 2D extraite des images radiographiques:

$$\begin{aligned} F(\xi_i, C_k(u), \alpha_i(s)) = & \sum_{j=1}^{N} \left\| x_{\alpha_i(j/N)} - \Pi^i(\mathbf{X}_{C_k(j/N)}) \right\|^2 \\ & + \left\| t_{\alpha_i(j/N)} - \Pi^i(\mathbf{T}_{C_k(j/N)}) \right\|^2 + \left\| \kappa_{\alpha_i(j/N)} - \Pi^i(\mathrm{K}_{C_k(j/N)}) \right\|^2 \end{aligned} \tag{7.7}$$

où N est le nombre de fenêtres de Frenet prises sur la courbe médiane de la colonne. Les deux premiers termes évaluent la distance Euclidienne entre la projection analytique de $\mathbf{X}$ et $\mathbf{T}$ obtenue par une transformation perspective standard en utilisant l'estimé courant

des paramètres géométriques et les mesures sur les images x et t respectivement. La troisième composante mesure la différence des valeurs de courbure κ définie par l'équation (7.3). La méthode utilise une approche d'ajustement globale basée sur une procédure d'optimisation itérative non-linéaire.

7.3 Résultats préliminaires

La convergence de la méthode d'auto-calibrage proposée à base de contours et de surfaces a été comparée avec la méthode d'auto-calibrage proposée précédemment basée sur des repères ponctuels identifiés manuellement. Les résultats de cette expérience effectuée sur une paire d'images d'un patient scoliotique avec un angle de Cobb de 35 degrés sont présentés à la Figure 7.6. Ces résultats démontrent l'amélioration significative d'une approche par primitives de haut niveau comparativement à une technique de calibrage basée sur des repères ponctuels. Cette observation peut s'expliquer par le fait que la nouvelle approche proposée possède un nombre plus important d'information redondante alors que la méthode précédente se limitait à un nombre de points plus restreint. Ceci permettrait ainsi de restreindre le domaine de solution, et faciliter la recherche des paramètres optimaux. De plus, l'auto-calibrage basé sur des contours parvient à incorporer de l'information sur l'orientation des primitives, ce qui était impossible d'ajouter auparavant. Les résultats de cette expérience préliminaire nous permettent ainsi de confirmer qu'utiliser de l'information de contours et de surfaces extraites des corps vertébraux sur les images radiographiques dans le but d'auto-calibrer le système d'acquisition radiographique est une procédure plus précise et robuste pour la reconstruction 3D de la colonne vertébrale. La méthode automatique présentée dans cette section permettra ainsi de générer des modèles personnalisés de vertèbres en 3D sans avoir recourt à une identification manuelle de l'opérateur pour calibrer les images radiographiques en absence d'objet de calibrage.

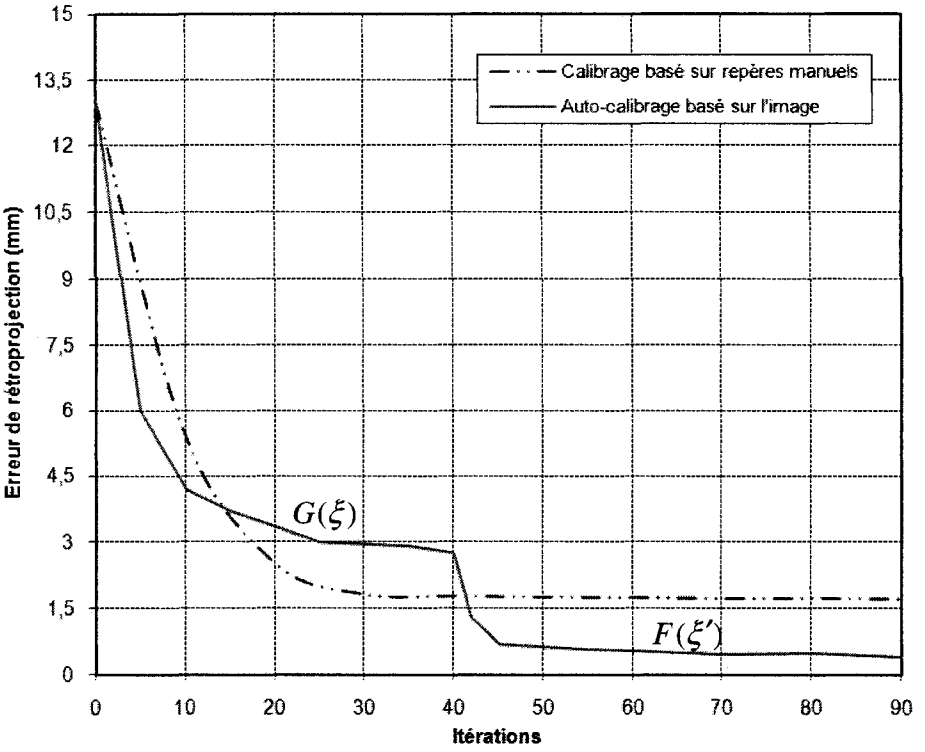


Figure 7.6 : Convergence de la méthode d'auto-calibrage automatique basée sur le contenu de l'image comparée avec la technique manuelle (Kadoury, Cheriet, Laporte, et Labelle, 2007).

7.4 Discussion

Les avantages d'une technique d'auto-calibrage ancrée sur des primitives de haut niveau demeurent dans le degré d'automatise qu'offre cette approche comparativement aux approches manuelles. En effet, le temps requis pour calibrer le système est réduit significativement, permettant ainsi l'évaluation 3D du rachis lors de la visite du patient en clinique. De plus, l'approche offre un niveau de précision et de répétabilité qui ne peut être atteint par une identification de repères anatomiques effectuée manuellement par un expert en radiologie. En exploitant les propriétés intrinsèques de courbure de la forme hélicoïdale de la colonne vertébrale et le contenu naturel de l'image, il devient

alors possible d'établir une mise en correspondance 2D/3D de la géométrie du rachis scoliotique.

Les perspectives futures chercheront à entreprendre une validation complète et intensive de la méthode proposée. En premier lieu, des simulations expérimentales permettront de déterminer le niveau de robustesse et la convergence de l'algorithme sous différentes conditions. Des modèles synthétiques représentant plusieurs pathologies de la scoliose donneront la possibilité d'évaluer le niveau de précision 3D, alors qu'une validation clinique sur une cohorte de sujets scoliotiques offrira une comparaison adéquate avec les méthodes précédentes de calibration.

Chapitre 8

Présentation de l'article 4 – Personalized 3D Reconstruction of the Scoliotic Spine from Hybrid Statistical and X-Ray Image-Based Models

La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de cet article est évaluée à 90%. Cet article a été soumis pour publication à la revue « IEEE Transactions on Medical Imaging » au mois de juin 2008.

Remarques : Ce dernier article présente une approche automatisée pour la reconstruction 3D de la colonne vertébrale scoliotique. Un algorithme de transformation linéaire est présenté afin d'obtenir un modèle approximatif en classifiant la courbe 3D selon ses plus proches voisins. Le modèle est par la suite raffiné par le biais de critères d'optimisation tels que l'alignement de modèles *a priori* sur le gradient de l'image. L'article propose ainsi une nouvelle technique de segmentation de vertèbres ancrée sur une approche par évolution de surface.

Les résultats démontrent que les modèles 3D obtenus par la méthode proposée respectent mieux la contrainte épipolaire d'un système biplan comparativement aux modèles obtenus par une approche manuelle.

PERSONALIZED 3D RECONSTRUCTION OF THE SCOLIOTIC SPINE FROM HYBRID STATISTICAL AND X-RAY IMAGE-BASED MODELS

Samuel Kadoury, M.Eng.[1, 2], Farida Cheriet, Ph.D. [1, 2], Hubert Labelle, M.D. [2].

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

(2) Sainte-Justine Hospital Research Centre, 3175 Cote-Sainte-Catherine, Montreal, (Quebec), Canada, H3T 1C5.

E-mail: samuel.kadoury@polymtl.ca, farida.cheriet@polymtl.ca, hubert.labelle@recherche-ste-justine.qc.ca.

This paper was supported in part by the Fonds Québecois de la Recherche sur la Nature et les Technologies (FQRNT) and MENTOR, a strategic training program of the Canadian Institutes of Health Research.

Corresponding author: Samuel Kadoury
Telephone: 1 + (514) 773 0341
Fax: 1 + (514) 340 4658

ABSTRACT

This paper presents a novel 3D reconstruction method of the scoliotic spine using prior vertebra models with image-based information taken from biplanar X-ray images. We first propose a global modeling approach by exploiting the 3D scoliotic curve reconstructed from a coronal and sagittal X-ray in order to generate an approximate statistical model from a 3D database of scoliosis patients based on a transformation algorithm which incorporates intuitive geometrical properties. The personalized 3D reconstruction of the spine is then achieved with a novel segmentation method which takes into account the variable appearance of scoliotic vertebrae (rotation, wedging) from standard quality images in order to segment and isolate individual vertebrae on the radiographic planes. More specifically, it uses prior 3D models regulated from 2D image level set functionals to identify and match corresponding bone structures on the biplanar X-rays. An iterative optimization procedure integrating similarity measures such as deformable vertebral contours regulated from high-level anatomical primitives, morphological knowledge and epipolar constraints is then applied to globally refine the 3D anatomical landmarks on each vertebra level of the spine. The qualitative evaluation of the retro-projection of the vertebral contours confirms that the proposed method can achieve better consistency to the X-ray image's natural content. A comparison to synthetic models and real patient data yield good accuracy on the localization of low-level primitives such as anatomical landmarks identified by an expert on each vertebra. The experiments reported in this paper demonstrate that the proposed method offers a better matching accuracy on a set of landmarks from biplanar views when compared to a manual technique for each evaluated cases, and its precision is comparable to 3D models generated from magnetic resonance images (MRI), thus suitable for routine 3D clinical assessment of spinal deformities.

Keywords — 3D spine reconstruction; Biplane X-ray images; Scoliotic vertebra segmentation; Atlas-based deformable templates; Statistical model.

8.1 Introduction

Several clinical studies in orthopedics have used three-dimensional (3D) models of the spine for evaluating pathologies in spinal deformities like adolescent idiopathic scoliosis (AIS). For example, the 3D reconstruction of a patient's spine has been extremely useful in the undertaking of several studies such as the 3D evaluation of the immediate effect of the treatment with the Boston brace system [1], pre- and postoperative comparison of spine instrumentation surgery [2] and the 3D progression of scoliosis [3]. Well known volumetric modalities such as magnetic resonance imaging (MRI) is very attractive because it is noninvasive for the patient, but it is unfortunately not suitable for a postoperative 3D evaluation due to the ringing artifacts caused by the surgical implants, and being quite costly. On the other hand, X-ray computerized tomography (CT) is a more accurate modality than MRI in terms of 3D reconstruction of bones, but CT-scans exposes the patient to unacceptable doses of ionizing radiations in order to reconstruct the entire spine geometry (thoracic and lumbar vertebrae). More importantly, both these modalities may not be done in the standing position. For these above mentioned reasons, biplanar radiography is still the imaging technique which is most frequently used for the 3D clinical assessment of spinal deformities since it allows the acquisition of data in the natural standing posture while exposing the patient to a low dose of radiation. Previous 3D reconstruction techniques based on stereo-radiography, such as the Direct Linear Transform (DLT), have been widely used for this application [4-7]. These methods require the use of a large calibration object surrounding the entire reconstruction volume (the patient's trunk), making the reconstruction algorithm vulnerable to patient motion between the exposures by creating inconsistencies between the calibration and patient stereo geometries, in addition to being cumbersome in a routine clinical setup.

Various methods have therefore been proposed to enable the 3D reconstruction of the scoliotic spine from uncalibrated biplanar X-ray images, thus allowing the three-

dimensional evaluation of spinal deformities in any clinical setup without requiring a bulky calibration object [8]. However, these methods still require an expert to manually identify and match landmarks on each vertebra in order to calibrate and subsequently reconstruct a model in 3D. In fact, to generate a 3D model of the patient's spine from biplanar X-ray images, certain points (anatomical landmarks) on the vertebra within the image have to be located in order to obtain a three-dimensional model of the scoliotic spine using a triangulation algorithm [6]. Currently, this identification is performed manually by an expert operator and consists of locating six corresponding anatomical landmarks (2 endplate midpoints + 4 pedicle extremities) on each vertebra from T1 (first thoracic vertebra) to L5 (last lumbar vertebra) on a coronal and sagittal X-ray (Figure 1). Additional non-stereo corresponding point (NSCP) landmarks on the spinous processes or on the corners of the vertebral body may be added to obtain a more refined and detailed geometry of the 3D vertebrae by deforming generic models using an epipolar geometry [9]. However, it is difficult to identify with precision low-level primitives such as exact points and to match them accurately on a pair of views. Thus the repeatability of this procedure will not be assured. Furthermore this task is a time-consuming, tedious and error-prone, and the quality of the 3D reconstruction is directly linked with the precision of the 2D localization step. Panjabi et al. discussed in detail the errors that arise when manually identifying anatomical landmarks on the spine's vertebrae [10].

Due to these pitfalls, clinical assessment of the deformity during the patient's visit is often not possible. Moreover, most reconstruction techniques [11-12] rely on single point correspondences between the biplanar images which offer sparse data with low redundancy, thus making the stereo-triangulation procedure vulnerable to noise and uncertainty in landmarking, causing multiple local minimums when optimizing the non-linear equation system describing the 2D-3D relationship. Local correspondence also relies on the assumption that a point on an object surface appears the same in the biplanar images in which it is visible. However due to the phenomena exhibited by the X-ray modality, local correspondence is not necessarily a reliable feature for 3D bone

reconstruction. Non-stereo corresponding contours (NSCC) methods have been proposed for the 3D reconstruction of anatomical objects demonstrating few corresponding features on the biplanar X-rays, such as for long bones (femur) or the pelvis [13]. The approach optimizes 3D deformations of prior models by minimizing the object's projection from manually identified 2D contours. These techniques demonstrated promising results but are still limited to the manual identification of curves along the edges of long bony structures. For these reasons, variational methods with a region-based component have been applied to multi-view stereo reconstruction as an alternative to local correspondence [14]. Unlike local correspondence, there is no matching of points between pairs of images for consistency, but instead the comparison is integrated over regions. This can not only improve the precision of reconstruction results by incorporating additional data such as high-level corresponding geometrical primitives (curves, surfaces), but reduces manual intervention required to identify specific anatomical landmarks on the X-rays.

In order to reduce inaccuracy on the 2D localization of landmarks and to be a clinically useful procedure, previous studies were conducted to propose more automated methods. Initial attempts were based on vertebral template matching [15-16], and feature-based by using active shape models (ASM) [17] or Hough transforms [18, 19] to detect dominant characteristics (corners, edges) from the vertebral shape body. Still, these techniques were ineffective towards noise and varying appearance in shape. Statistical shape models, and more recently 2D-3D registration methods, have been the focus of a lot of attention for the 3D reconstruction of the human spine. A variety of methods have been proposed in the last decade for image to physical space (patient) registration. While some have used preoperative 3D models from CT or MR images to register with 2D X-ray or fluoroscopic images from gradient amplitudes [20-22], Fleute and Lavallee have used statistical *a priori* knowledge of the 3D geometric shapes in order to model the 2D vertebral shapes by applying point distribution models (PDM) [23]. Similar approaches introducted by Lorenz et al. [24] and Vrtovec et al. [25] have used PDM methods from

training statistical shape models, thus automatically capturing the geometrical knowledge of the principal modes of variation to isolate 3D vertebrae from tomography images. A method proposed to use *a priori* knowledge of the vertebral shape using eight morphologic descriptors of the vertebral body to accurately estimate the geometrical model [26]. The obtained model would be manually refined by projecting the spine's silhouette on the X-rays. Inference-based optimization refinements were subsequently presented to obtain an accurate estimate of the vertebra's orientation and 3D locations [27]. Still, these approaches remain highly supervised by an operator to manually identify landmarks. Benameur et al. [28] proposed a 3D/2D registration method for vertebrae of the scoliotic spine. In this case, the geometric knowledge of isolated sane vertebrae is captured by a statistical deformable template integrating a set of admissible deformations, and expressed by the first modes of variation in a Karhunen-Loeve expansion. However, none of these proposed methods have attempted to integrate a statistical model taking into account the set of admissible deformations for the whole scoliotic spine shape. Another drawback from most methods is that each vertebra is treated individually instead of as a whole articulated model which may include the global 3D deformation of the spine. Hence in order to account for the global geometrical representation of scoliotic deformities, a variability model (mean and dispersion) of the whole spine allowed increasing the accuracy of the 2D-3D registration algorithm by incorporating knowledge-based inter-vertebral constraints [29]. Klinder et al. [30] has transposed these 3D inter-vertebral transformations to accomplish the segmentation of the spinal cord from CT-scan images. In fact, 3D spinal curve analysis where a model of the curvature of the vertebral column describing the relationship between vertebrae has been particularly useful for 3D medical image analysis of the spine. Because of the intricate and tortuous 3D nature of scoliosis, automated curved planar reformation (CPR) techniques have been presented in [31] to increase visualization of the deformity by transforming the orthogonal and transverse references to a spinal coordinate system. Furthermore, CPR has been used to assist in the spine segmentation problem using a

reformed 3D spinal centerline [32] or by exploiting the approximate proximity of vertebrae along the centerline [33].

Still, high-level contour driven information of the vertebrae extracted from the X-ray image was yet to be integrated in the 3D reconstruction procedure. Furthermore, X-rays are also highly noisy images, where borders of the vertebral bodies are sometimes barely visible due to overlapping structures (ribs, organs) and photonic noise; thin edges are easily degraded in the exposure process, therefore making the identification of high-level geometrical contours a difficult challenge. Restoration or enhancement filters for radiographic images has been extensively investigated with either linear convolution techniques (Laplacian, homomorphic filtering) or by adaptive approaches which takes into account local coherence image coherence and structural image information [34, 35]. There have been a few studies which investigated in enhancing X-ray images in order to achieve better segmentation of objects of interest in medical images [36]. On the other hand, methods which proposed image restoration to achieve better reconstruction or registration were primarily aimed towards 3D tomography [37], with promising results by using Markov random fields, while [38] has attempted to restore calibration X-ray images for the purpose of increasing the accuracy of biplanar reconstruction. However to our knowledge, there has been no attempt to restore or enhance the signal and de-noise bony anatomical structures from the input X-rays as a pre-processing step. Based on a previous study comparing biplanar 3D reconstructions with and without X-ray image enhancement [38], it is our belief that taking advantage of the full potential of enhanced X-ray image content and exploiting the 2D-3D relationship for registering global prior models would increase the accuracy of the 3D reconstruction procedure while alleviating the radiographic acquisition setup.

The objective of this work is to accomplish the personalized 3D reconstruction of the scoliotic spine by using the 3D centerline to predict an initial shape which reproduces the pathological deformations observed on a representative scoliotic spine database. A

novel segmentation method which takes into account the local appearance of scoliotic vertebrae (rotation, wedging), as well as the image content is then proposed to isolate and personalize the 3D bone structures from biplanar X-ray system. The deformation of prior vertebral models, epipolar constraints and morphological/feature-based information taken on the X-rays are then used to refine the 3D landmarks through a bundle adjustment approach. This paper is organized as follows. Section II presents the theoretical methodology for the radiographic vertebra segmentation approach and the hybrid model which merges statistical knowledge of the spine with image-based information for the 3D reconstruction of the spine. Section III presents the methodology for the validation protocol. In Section IV, we show some results from the validation study of the proposed 3D reconstruction method.

8.2 Material and Methods

The novel hybrid 3D reconstruction method merging statistical and image-based models is described in this section. The spine centerlines extracted from restored coronal and sagittal X-ray images are first used to map the 3D reconstruction of the spinal curve in a low-dimensional representation of a scoliotic database. An analytical regression model is subsequently used to generate an initial statistical 3D model of the spine, which is refined locally at each vertebral level. The adjustment procedure includes primarily a novel segmentation method based on a level set surface evolution paradigm, in addition to epipolar and knowledge-based constraints. Figure 2 illustrates the essential processes of the proposed workflow.

8.2.1 X-ray image acquisition and pre-processing

The coronal and sagittal X-ray image of the spine acquired from a standard radiographic acquisition system (Fuji FCR7501S imaging system, Japan), producing grayscale digital images with a resolution of 2140x880 pixels, 12 bits per pixel, are first enhanced with a

partial differential equation-based filter. The filter couples the Perona-Malik anisotropic diffusion method [39] and a complex shock filter which applies a sharpness factor in the direction of the image gradient (bony edges) [40]. This filter is able to reduce and remove both noise and texture from the image, while preserving and enhancing structures from the bones by using a measure of local coherence on the image space [41]. To regularize the shock filter, a complex diffusion term was added and the imaginary value was used to control the direction of the flow instead of the second derivative. The complex filter presented in eq.(42) of [41] is defined as:

$$I_t = -\frac{2}{\pi}\arctan(\mu \mathrm{Im}(\frac{I}{\theta}))|\nabla I| + \lambda I_{\eta\eta} + \tilde{\lambda} I_{\zeta\zeta} \tag{1}$$

where I is the complex image and:

$$\mu = \begin{cases} 1-\exp(-(\Delta^2 - s^2)) & \text{if } \Delta^2 \geq s^2 \\ 0 & \text{else} \end{cases} \tag{2}$$

is the parameter which controls the sharpness of the slope (oriented at θ), $\lambda = re^{i\theta}$ is a complex scalar controlling the shock filter, $\tilde{\lambda}$ is a real scalar for the anisotropic diffusion with $\tilde{\lambda} = 1-\lambda$, while ζ is the direction perpendicular to the gradient and η is the direction of the gradient. The pixel coherence factor is made dependant by the use of a Tukey biweight function defined as Δ, and the s parameter is the coherence threshold. Above it, no diffusion occurs in the direction of the gradient, therefore not corrupting the edge. On the other hand, it always diffuses along the edge. Figure 3 shows sample images restored with this combination filter, demonstrating how this method can significantly reduce noise while enhancing and preserving bone rims contours such as the vertebral endplates, with $\Delta = 10$ and $\lambda = 0.5$ set as optimal parameter values based on results in [38]. This previous study helped to quantitatively demonstrate that X-ray images restored with the proposed filter achieved significantly lower 3D reconstruction errors compared to images without restoration, and is a viable and accurate procedure for the calibration process used in the 3D reconstruction of the spine.

The coarse-to-fine 3D reconstruction scheme proposed in this work requires the spine centerline to be extracted from the biplanar X-ray images in order to calculate the 3D coordinates of the curve using a triangulation algorithm. Both centerlines are obtained semi-automatically from T1 to L5 with a user manually identifying 4 to 7 points on average along the center of vertebral endplates of the spinal body depending on the severity of the curve, while a spinal curve will be automatically inferred with 2D cubic B-splines passing through the identified control points, thus easing the user's slight adjustments. A parametric 3D B-spline spinal curve $C_k(u) \in \Re^3$ is then reconstructed from the X-rays which were calibrated with a self-calibration approach which automatically optimizes in a non-linear fashion the geometrical parameters of the radiographic setup [42]. In this paper, the geometrical parameters obtained from calibration will be defined as ξ, and represent the extrinsic (rotation and translation) and intrinsic (principal points and distances) parameters.

8.2.2 Approximate statistical 3D model of the spine

In recent years, spinal curve analysis in 3D images has been a popular topic with promising methods for curved planar reformation [31], 3D spine classification [43, 44] or spinal segmentation [32]. In this paper, the accurate 3D spinal curve $C_k(u)$ is used to predict an initial spine model from a 3D database containing 732 scoliotic spines demonstrating several types of deformities, by mapping the 3D curve to a low-dimensional subspace [45]. Each scoliotic spine in the database where obtained from biplanar stereo-reconstruction, and are modeled with 12 thoracic and 5 lumbar vertebrae (17 in total), represented by 6 landmarks on each vertebra (4 pedicle extremities and 2 endplates center points). We propose an algorithm derived from a locally linear embedding (LLE) transformation [46], which is based on simple geometric intuitions to generate a personalized spine model, described in the same fashion as the models in the database (17 vertebrae, 6 landmarks per vertebra). It computes a low-dimensional embedding of high-dimensionality data assumed to lie on a non-linear manifold, with the property that similar models of a spine in the high dimensional space remain nearby, and

similarly remain co-located with respect to one another in the low dimensional space. Given N spine models (N = 732) expressed by the B-splines $C_i(u)$, $C_i(u) \in R^D$, $i \in [1,N]$, each of dimensionality D (471), it provides N points Y_i, $Y_i \in R^d$, $i \in [1,N]$ where $d << D$. The algorithm has four sequential steps:

Step 1. With an adequate number of data points available so that the underlying manifold can be considered to be "well-sampled" enough to represent the scoliotic population, each individual data point of the training set and its corresponding neighbors would be sufficiently close to lie within a locally linear patch on the manifold. The K closest neighbors are selected for each point using the Euclidean distance as a closeness measure, which was shown as a robust and reliable distance metric for this application.

Step 2. The second step involves solving for the manifold reconstruction *weights*. Clearly, the local geometry of the patches referred to in Step 1 can be described by linear coefficients that permit the reconstruction of every model point from knowledge of its neighbors. In order to determine the value of the weights, the reconstruction errors are measured by the cost function:

$$\varepsilon(W) = \sum_{i=1}^{N} \left\| C_i(u) - \sum_{j=1}^{K} W_{ij} C_{ij}(u) \right\|^2 \tag{3}$$

where $C_i(u)$ is a data vector and $\varepsilon(W)$ sums the squared distances between all data points and their corresponding reconstructed points. The weights W_{ij} represent the importance of the jth data point to the reconstruction of the ith element.

Step 3. The third step of the algorithm consists of mapping each high-dimensional $C_i(u)$ to a low-dimensional Y_i, representing the global internal coordinates using a cost function which minimizes the reconstruction error:

$$\Phi(Y) = \sum_{i=1}^{N} \left\| Y_i - \sum_{j=1}^{K} W_{ij} Y_{ij} \right\|^2 \tag{4}$$

The coordinates Y_i can be translated by a constant displacement without affecting the overall cost, $\Phi(Y)$. This degree of freedom is removed by requiring the coordinates to be centered at the origin, such that $\Sigma Y_i = 0$. The optimal embedding, up to a global rotation of the embedding space, is obtained from the bottom $d + 1$ eigenvectors of the matrix M, which is a sparse and symmetric N x N matrix enclosing the reconstruction weights W_{ij} and helps to minimize the cost function $\Phi(Y)$ as a simple eigenvalue problem. The d eigenvectors form the d embedding coordinates. Further details can be found in [46].

Step 4. The final step applies an analytical method based on nonlinear regression to perform the inverse mapping from the d embedding. Given the original training data consisting of N (732) scoliotic spine models X_i, (i =*1,2..N*), each of *D2* dimension (output high-dimensional space), and their respective projection Y_i (embedded data) obtained in Step 3 of the algorithm for every C_i (u) (computed from X_i), then each dimension of the *D2* space can be regressed by:

$$X_{new} = F(Y_{new}) = [x_{new1},..., x_{newD2}]^T = [f_1(Y_{new}),..., f_{D2}(Y_{new})]^T \quad (5)$$

where $x_i = f_i(Y) = \Sigma_j \alpha_{ij} k(Y, Y_i) + b$ is a support vector regression (SVR) model using a Radial Basis Function kernel, $X_{new} = (s_1, s_2,..., s_{17})$, where s_i is a vertebra model defined by $s_i = (p_1, p_2,..., p_6)$, and $p_i = (x_i, y_i, z_i)$ is a 3D vertebral landmark. Equation (5) provides a means of generating new spine models in *D2*=102 space (*D2*=17 vertebrae x 6 anatomical landmarks) from a new embedded point and the training scoliotic data in the lower-dimensional d-space. This method not only allows restraining the search space for localizing the anatomical landmarks, but also avoids solving the point-matching problem between the biplanar views. In the case that some landmarks are completely invisible, this method can offer an approximate position based on the statistical distribution of the pathological population.

8.2.3 Scoliotic vertebra segmentation based on prior 3D models

Edges of vertebrae of the spine (i.e. vertebral endplates) are often more visible and stand out from the X-ray images due to the relatively higher density of absorbed photons from

bone masses with respect to the surrounding soft tissue. Hence by combining edge features with region-based components, an approach inspired by shape from silhouette was designed to accomplish individual vertebra segmentation. More specifically, an extension of 2D geodesic active regions was brought in 3D by achieving a visual hull reconstruction in order to evolve prior deformable 3D surfaces by level sets optimization. Each of the dry thoracic (12) and lumbar (5) vertebrae are initially positioned and oriented from the 6 precise landmarks obtained in the statistical model. The surface evolution is then regulated by the gradient map and image intensity distributions, thus replicating the specifics of a particular scoliotic deformity, such as wedging and axial rotation The projected silhouettes of the morphed 3D models would therefore match the 2D information on the biplanar X-rays. The following resumes the proposed method.

1) Atlas of prior vertebral models: Segmentation of the scoliotic vertebrae on the X-ray images is performed by using generic prior vertebra models obtained from serial CT-scan reconstruction of a dry specimen (Figure 4). The reconstruction is done using the connecting cube algorithm with 1-mm-thick CT-scan slices taken at 1-mm steps throughout the dry spine. The atlas is composed of 17 cadaver vertebrae (12 thoracic and 5 lumbar). The same six (6) precise anatomical landmarks (4 pedicle tips and 2 on the vertebral body) described in Section II.B were added manually on each vertebra model by an expert operator to help initiate the segmentation process.

2) 3D Fourier descriptors: While Fourier descriptors were previously used to describe the shape of sane 2D vertebrae on a single X-ray image [19], therefore exhibiting no type of rotational components, this study handles vertebrae with severe deformities, exhibiting axial, frontal and lateral rotations which must be detected on both frontal and lateral conventional X-ray images. Hence, a 3D representation of the vertebrae contours may be more suited for this application. A 3D surface S can be mathematically described by a vector function, which defines the positions of the points along it by their

components in three orthonormal axes such that $S(t) = c_x(t)U_x + c_y(t)U_y + c_z(t)U_z$ where $U_x = [1\ \ 0\ \ 0]^T$, $U_y = [0\ \ 1\ \ 0]^T$ and $U_z = [0\ \ 0\ \ 1]^T$ are three orthonormal vectors. According to the Fourier theory, $c_x(t)$, $c_y(t)$ and $c_z(t)$ can be expressed by Fourier expansion such as:

$$
\begin{aligned}
c_x(t) &= \frac{a_{x0}}{2} + \sum_{k=1}^{k=\infty} (a_{xk}\cos(k\omega t) + b_{xk}\sin(k\omega t)) \\
c_y(t) &= \frac{a_{y0}}{2} + \sum_{k=1}^{k=\infty} (a_{yk}\cos(k\omega t) + b_{yk}\sin(k\omega t)) \\
c_z(t) &= \frac{a_{z0}}{2} + \sum_{k=1}^{k=\infty} (a_{zk}\cos(k\omega t) + b_{yk}\sin(k\omega t))
\end{aligned}
\tag{6}
$$

In (6), ω defines the angular frequency and k is the harmonic number. The coefficients a_{xk}, b_{xk} , a_{yk} , b_{yk}, a_{zk} and b_{zk} , which are Fourier Descriptors (FDs), can be computed by the discrete approximation of a trigonometric form. Given the discrete nature, the possible number of frequencies in the expansion k should be integers between 1 and $m/2$ as suggested in sampling theory where m is the number of sampling points, but the determination of the maximal frequency still deserves some exploration especially when the sampling points are very few and the curve has very sharp corners. For convenience, the discrete components in (6) can be omitted since any surface can be defined with its center at the origin of the coordinate system. Hence the prior models are represented with 3D FDs expressed as:

$$
\begin{bmatrix} c_{jx}(t) \\ c_{jy}(t) \\ c_{jz}(t) \end{bmatrix} = \sum_{k=1}^{k=m/2} \begin{bmatrix} a_{jxk} & b_{jxk} \\ a_{jyk} & b_{jyk} \\ a_{jzk} & b_{jzk} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos(k\omega t) \\ \sin(k\omega t) \end{bmatrix}
\tag{7}
$$

where j is the vertebra index, such as j = (1,2,..17). Elliptical FDs have the ability to offer a continuous representation of a vertebra sampled at any resolution without the aliasing problems, and are chosen for their completeness, simple geometric interpretation and access to frequency information. Unlike spherical harmonics (SPHARM), they can also be easily produced from a chain code of the model contour [47] and do not require solving of least-squares problems for determining the coefficients.

3) 2D/3D level set segmentation approach: Even though edges stand out in X-ray images, they have not been exploited enough in previous work on multi-view reconstruction [48]. In this work, the prior 3D vertebral models represented by the Fourier descriptors are deformed with respect to the 2D edge and surface information on both image planes. The proposed method uses a coupled level set function defined as E_{RAG}, which is a convex combination of a geodesic active contours functional (E_{CAG}) and a region-based functional (E_R) each weighted by the α parameter, classifying regions as background or shape in order to evolve the surface S of the prior vertebral model based on the projected curves:

$$E_{RAG} = \alpha E_{CAG}(S) + (1-\alpha) E_R(S) \tag{8}$$

The contour-based functional is a curvilinear integral which has minima when the projected silhouette curve S_i falls along strong bony edges (gradient image ∇I) of the vertebra profile on both images *i:*

$$E_{CAG} = \sum_{i=1}^{2} \oint_{Si} \nabla I(S_i(s_i)) ds_i \tag{9}$$

As for the region-based portion of the couple level set function, it uses *a priori* knowledge that the image intensity inside the region of interest R (bone) follows the distribution p_R, while the surrounding region Rc (background) follows the distribution p_{Rc}, both set *as* independent and identically distributed (i.i.d.) *Gaussian* distributions. The region-based functional is therefore expressed as region integrals for the biplanar views:

$$E_R = -\sum_{i=1}^{2} \iint_{\Pi_i(S)} \log(p_R(I_i(u,v)))dudv - \sum_{i=1}^{2} \iint_{\Omega_i - \Pi_i(S)} \log(p_{R_c}(I_i(u,v)))dudv \tag{10}$$

where $\Pi_i(S)$ is the projection of the 3D shape S using the projective calibration parameters ξ_i, on the 2D image space domain Ω_i, defined in the (u,v) coordinate system. The 2D silhouette of the vertebra is then projected back in 3D from the biplanar images as a cylinder with the silhouette as its cross-section. The visual hull intersection of both cylinders is then used for the 3D surface evolution of the vertebral template based on the

3D level set update equation taking the form $\varphi t = \delta|\nabla\varphi|$ with the 3D signed distance function $\varphi(x,y,z;t)$ and κ the curvature of the shape model:

$$\delta(x,y,z) = \alpha\sum_{i=1}^{2}\kappa\nabla I_i(u,v) - \left\langle \nabla_i I_i(u,v), \frac{\nabla_i\varphi(x,y,z)}{|\nabla_i\varphi(x,y,z)|} \right\rangle$$

$$+ (1-\alpha)\sum_{i=1}^{2}\left[-\log(p_R(I_i(u,v))) + \log(p_{R_C}(I_i(u,v)))\right] \qquad (11)$$

This surface-evolution procedure is repeated for each vertebra and iterates until the functional flows to a minimum, with the valid assumption of parallel projection. The search is constrained along the 3D spinal centerline to enforce regularity. The signed distance function $\varphi(x,y,z;t)$ of the surface evolution is in 3D, but distances need to be measured in the 2D domains. Thus, the 3D signed distance is projected down to the plane Ω_i as $\varphi_i(x, y, z)$ for each image i. The estimate of the shape is conservative because it is the largest shape that meets the constraints set by the images. To accommodate for scoliotic deformities in the vertebral shape, the initial shape orientation is computed from the normal and binormal vectors of the 3D spinal curve at the location of the given vertebra.

8.2.4 Bundle adjustment of the 3D vertebral landmarks

The crude statistical 3D model of the personalized spine obtained in II-B is subsequently refined by adjusting the 3D coordinates of the vertebrae. For a bundle adjustment of the 3D landmark coordinates, a non-linear optimization method minimizes the cost function $E(s_l)$ updates the 4 pedicle extremities and 2 endplate centers (6 anatomical landmarks) in s_l at each vertebral level l (starting from L5 and progressing to T1), based on the measures taken on the biplanar images.

Cost function: We used the Powell-Brent optimization method to minimize a cost function combining image edge alignment from the 3D surface model, epipolar

geometry correspondence and morphological constraints formulated by Equations (13), (15) and (16) which are described below:

$$E(\bar{s}_l) = \omega_1 D_{edges} + \omega_2 D_{epipolar} - \omega_3 D_{morphological} \quad (12)$$

where $\bar{s}_l = R(\bar{s}_{l-1})[s_l] + T(\bar{s}_{l-1})$ takes into account the previous updated vertebra model and (R, T) is the rigid displacement of landmarks p_i at the previous vertebra level s_{l-1} before/after optimization. The weights ω are dynamically assigned on a vertebral level basis with ω_1 representing the image-based criterion of the cost function regulated by the pixel coherence factor Δ presented in Equation (1), ω_2 represents the epipolar geometry constraint regulated by the calibration accuracy, while ω_3 enforces the criterion such that $\omega_1 + \omega_2 + \omega_3 = 1$. Figure 5 summarizes the proposed scheme. The set of 3D landmarks p_i for each vertebra s_i are globally adjusted based on the following measures.

1) Image gradient edge alignment: In order to integrate image-based information in the optimization process, we developed a similarity estimate based on the distance of the projection of a 3D deformed model to the computed gradient of the X-rays. The approach would: 1) deform the *prior* generic high resolution 3D vertebra model obtained from CT acquisitions, using the level set surface evolution technique with the set of landmarks p_i evolving with the same deformation (Section II-C); 2) project the triangulated mesh and the distance measure $\varphi(x,y,z;t)$ of the 3D model using the projection parameters of the 3D radiographic scene to create a silhouette onto the images; 3) compute a 2D distance map for these edges and; 4) sum over the distance map values at the locations indicated by the edges of the gradient image. Given the binary gradient X-ray image, the distance of an image point q to the projected edge structures $V = \{v_j\}$ is $d(x) = \min_j |q - v_j|$. However due to the poor quality of the images, we do not have precise edge information and the gradient images may not correspond to the edge templates. We can therefore define the proximity to edges by using a Gaussian expression controlled by the parameter σ^2 and weighted by the projected 2D distance measure of the surface evolution:

$$D_{edges} = \sum_{i=1}^{2} \sum_{j} p_{ij} \exp - \frac{\left((q - v_{ij})\varphi_i(x, y, z)\right)^2}{\sigma^2} \tag{13}$$

where the distance measure $\varphi(x,y,z;t)$ of the surface evolution in 3D is projected on image plane i using the rotation component θ of the projection parameters ξ_i (Section II.A):

$$\varphi_i(x, y, z) = \varphi(x, y, z) \sin\left(\frac{\frac{\partial \varphi(x,y,z)}{\partial x} \cos\xi_i(\theta) + \frac{\partial \varphi(x,y,z)}{\partial y} \sin\xi_i(\theta)}{\left|\nabla \varphi(x, y, z)\right|} \right) \tag{14}$$

and p_{ij} is the probability for pixel v_j in image i of being an edge. To determine the values of p_{ij}, a two-dimensional proximity function can be computed by convoluting the image with a large Gaussian kernel.

2) Epipolar geometry constraint: The calibration of the 3D radiographic viewing geometry was also used to constrain the landmark correspondence between the biplanar images. We developed an iterative retro-projection method to help refine landmark position, by taking the current 3D landmark location, project it in 2D onto the coronal (PA)/ sagittal (SAG) views and measure the perpendicular distance of the projected coordinate on both views to its corresponding epipolar line. The distance error for the L (L=6) landmark points is defined as:

$$D_{epipolar} = \sum_{i=1}^{L} \left[d(\hat{w}_i^{SAG}, \mathbf{F}^T \hat{w}_i^{PA})^2 + d(\hat{w}_i^{PA}, \mathbf{F}^T \hat{w}_i^{SAG})^2 \right] \tag{15}$$

where $d(*)$ denotes the Euclidean distance of a point to a line, $\hat{w}_i$ is the analytical projection of the 3D object point p_i obtained from standard perspective transformation formulae. $\mathbf{F}\hat{w}_i$ is the corresponding epipolar line on one image based on point p_i from the other image, and $\mathbf{F}$ is the 4 x 4 fundamental matrix integrating the geometrical parameters ξ which describes the projective 3D structure of the scene.

3) Maximum Likelihood estimation: A maximum likelihood model estimation integrating 2D morphological and feature information was included in order to measure the error

given from the current data. This estimate expresses the measure of similarity between the current model points $\hat{w}_i$ and an estimate $w_i(x)$ which encodes expert morphological knowledge of the relationships between the L landmarks [31]. Each landmark i is assigned to a specific function of $w_i(x)$ depending on the landmark type (i.e. pedicle tip), and is based on local vertebral height, width, orientation and relative distances between landmarks. The model also measures the similarity response of a rotation and scale invariant wavelet coefficient feature specific to the landmark type, at location $\hat{w}_i$ on the image. The probability of this likelihood estimate is:

$$D_{morphological} \propto \prod_{i=1}^{L} \left\{ \exp\left[-\frac{1}{2} \left(\frac{\psi_{PA}(\hat{w}_i^{PA}) + \psi_{SAG}(\hat{w}_i^{SAG})}{2\sigma} \right)^2 \right] \Delta w \right\} \tag{16}$$

where $\psi_{PA}(\hat{w}_i^{PA})$ and $\psi_{SAG}(\hat{w}_i^{SAG})$ are the estimates on the coronal and sagittal plane described in more detail in [45].

8.3 Validation Protocol

Visual examination is the most straightforward technique for evaluating the accuracy of the 3D reconstruction method. However, this approach is informal and insufficient for quantifying the level of accuracy of the proposed technique. To validate the proposed method under various conditions, a three part validation protocol was developed using images provided from X-ray imaging and MRI. The details of these protocols are described below with Table 1 presenting the various types of images used for each validation experiment.

8.3.1 Synthetic spine models

The accuracy of the atlas-based segmentation method was first evaluated *in vitro* using X-ray images from three synthetic spines with different configurations of scoliosis: normal, right-thoracic left-lumbar, and lumbar deformity. A given configuration

represents a specific type of spinal deformity observed in the population (Figure 6a). Each vertebra was embedded with 19 spherical markers of 2 mm in diameter, located on the vertebral body and processes. These 3D landmarks of a given configuration of the synthetic spine were measured with a highly accurate 3D digitizer (MicroScribe, accuracy of 0.3 mm) for registration and comparison purposes (Figure 6c). After digitizing the synthetic spine, a two-step rigid registration (global and local) was applied in order to transpose the digitized spine in the same coordinate system as the biplanar 3D reconstruction by using 5 markers placed on the spinous processes, transverse processes and lamina. The accuracy of the 3D reconstructed landmarks generated by the surface evolution method is calculated by comparing the coordinates of the anatomical landmarks located the vertebral body (10) and pedicles (4) of each vertebra to the ones obtained with the 3D digitized models (ground-truth) using point-to-point mean distances.

8.3.2 Clinical validation methodology

The methodology described in the previous sections was applied to scoliosis patients recruited at scoliosis clinics at Montreal's Sainte–Justine Hospital (Montreal, Canada). The selection of the patients included in this group was based on the availability of the images needed to compute 3D reconstructions of the spine, and that all patients had 12 thoracic and 5 lumbar vertebrae. Twenty pairs of biplanar X-ray images taken from scoliosis patients with mild deformities (Cobb angle range 15-40°) were used to evaluate the 2D and 3D differences of the proposed method. For each case, comparisons between results obtained with the proposed method and those from a radiology expert were established.

8.3.3 Ground-truth comparison to MRI data

Finally to evaluate the overall accuracy of the 3D reconstruction system on real patient data, we used 8 vertebrae (4 lumbar and 4 thoracic) from two scoliosis patient who were scanned with an MRI device (AVATO, Siemens Medical Solutions, Germany). Both

patients also had their biplanar X-rays taken prior to surgery. Each slice of 1 mm thickness was taken with a resolution of 256x256 pixels and 12 bits per pixel with no interspacing. Segmentation and reconstruction of the vertebrae from the MRI slices was made using SliceOmatic software (TomoVision, Montreal, Canada). This software allows one to semi-automatically segment the MRI slices and then to correct the segmentation manually to distinguish the different objects in the initial image. The accuracy of this technique is evaluated at 1 mm [4] and it allows a polygonal 3D reconstruction of the vertebrae containing up to 7000 points. The validation technique consists of fitting the model of our 3D reconstruction method to the corresponding scanned vertebra. This 3D reconstruction method is used to estimate the mean and the maximum error distance between the 3D reconstructed model and the corresponding scanned model. The results of the comparisons are expressed as *point-to-surface*, i.e., each point of reconstructed vertebra is projected onto the surface on the corresponding scanned vertebra and the point-to-surface Euclidean distance is computed. For an appropriate clinical comparison, six landmarks (endplate midpoints, extremities of pedicles) were identified on each vertebra using an interactive graphical computer tool in order to rigidly register both 3D vertebra models. Figure 7 summarizes the proposed MRI validation protocol.

8.4 Results

8.4.1 In vitro evaluation of the segmentation accuracy using synthetic scoliotic vertebrae

The three sets of biplanar X-ray images of the 17 non-pathological vertebrae acquired from the thoraco-lumbar synthetic spine models presenting right thoracic left lumbar deformities were used to evaluate the inherent accuracy of the proposed segmentation method, and therefore experiment the level set surface evolution technique under various conditions. In our application, the i.i.d. Gaussian distributions (bone p_R and background p_{Rc} defined in Equation (10)) had empirically pre-specified means of μ_R = 125 for the

region of interest R and μ_{Rc} = 75 for the surrounding region respectively, and 32 Fourier descriptors was found to be a good compromise between insufficient descriptors and unnecessary complex representation of the prior models based on the point-to-surface distance metric to the raw volumetric data. The importance of the contour and region-based component of the coupled level set function designed by the parameter α presented in Equation (11) was proportional to the vertebral level such that $\alpha = 0.3$ and $\alpha = 0.3\exp^{-l_i}$ for lumbar and thoracic models respectively. The convergence of the distance function from the proposed contour/surface based segmentation approach is shown in Figure 8. It demonstrates the improvement of the contour-based method with regards to various levels of noise. Because the dry cadaver spine also has incrusted steel pellets of known 3D coordinates, this allowed us to quantify the reconstruction error from the three pathological configurations. The 3D mean distance between the models generated from the 3D reconstruction method and the measured ground-truth was of 0.62 mm in the X direction, 0.93 mm in the Y direction and 0.86 mm in the Z direction. The slightly higher errors in the Y direction are due to uncertainty in the depth axis. Still these levels of errors are quite acceptable and adequate for the 3D clinical assessment of spinal deformities.

8.4.2 Personalized 3D reconstruction of the spine

Prior to the clinical *in vivo* validation of the method with a group of 20 scoliosis patients, the robustness of the predictive statistical model based on the 3D spinal curve centerline was evaluated by comparing the mean 3D distance of the model to its ground truth based on the accuracy of the 3D spinal centerline. The results from this experiment are presented in Figure 9. In our case, neighbourhood size K = 10, dimensionality of the database subspace d = 6 and Gaussian smoothness σ = 1 were found to be a good set of parameters based on the metrics presented in [49]. To assess the precision of the image-based similarity measure used for the optimization procedure, Figure 10 shows promising results with the retro-projection of the deformed 3D vertebra contours (high-level primitive) fitting adequately to the bony edges of the corresponding vertebra in the

coronal and sagittal X-ray image. The evolution of the cost function in Equation (12) with respect to the number of iteration for a set of vertebral landmarks demonstrates that the algorithm converges to a good estimate for any vertebral level. The qualitative evaluation of the global method also shows the projected anatomical landmarks obtained from the optimized 3D model, and yield better accuracy in terms of epipolar geometry to the 2D locations manually identified by a radiology expert on each vertebra. Table 2 presents the results of each of the 20 evaluated cases, while Figure 11 presents a box-whisker diagram with the overall representation of differences and errors for the group of patients. The overall sum of squared distances for mean difference (method vs. observer) for the selected cases was of 0.9 ± 0.7 mm for the 2D point landmarks and of 1.8 ± 0.9 mm for the vertebral contours. However the root-mean-square (RMS) epipolar geometry error (distance of the landmarks to the epipolar line) yields significantly lower errors ($p < 0.05$) for the proposed method compared to a manual technique (4.7 ± 3.2 mm vs. 1.5 ± 1.2 mm). The point-to-point mean difference between the 3D spine models issued from the proposed technique and from a manual identification yielded a 3D mean difference of 1.8 ± 1.5 mm for lumbar vertebra and 2.2 ± 1.6 mm for thoracic vertebra. Differences are slightly higher in the thoracic region due to extrapolation errors and lower visibility, thus offering less image-based information on the X-ray images. In terms of performance, the overall computation time is 144 sec on a Windows running 1.9 GHz Intel PC workstation with 1.5 GByte of memory.

8.4.3 Quantification of the reconstruction error from MRI data

The overall point-to-surface comparison results (mean, RMS, and maximum) between the reconstructed 3D vertebral models issued from the proposed image-based stereo-radiography method and from MRI scans are presented in Table 3. The mean point-to-surface errors are 1.2 ± 1.1 mm for lumbar vertebra and 1.1 ± 0.8 mm for thoracic vertebra. Visual comparisons between the 3D reconstruction using the proposed reconstruction technique and the reference model (MRI) are presented for thoracic vertebrae (Figure 7f). The results show the patient-specific vertebral models obtained

from stereo-radiography offers an adequate correspondence with the ground-truth 3D representation given by MRI, specifically in the vertebral bodies and pedicle regions. The validation results presented above show that the accuracy of our statistical image-based 3D reconstruction method is comparable to ground-truth 3D reconstructions obtained from MRI data.

8.5 Discussion and Conclusion

In this paper, we presented a method to compute a personalized 3D geometrical model of the spine based on the statistical distribution of a scoliotic population and automatically segment scoliotic vertebrae using 3D level set surface evolution techniques from restored biplanar images. The segmentation approach was first presented to extract matched silhouettes of scoliotic vertebrae on the X-ray images in order to obtain an image-based representation of the vertebral models by using contour and region-based components. The deformed 3D vertebral models projected on the image planes were used to refine the anatomical landmarks coordinates of the approximate statistical 3D model of the spine and subsequently adjust the landmarks in conjunction with epipolar and morphological constraints.

We successfully applied our method to a group of 20 scoliosis patients. The results confirm that using edge-based and surface-based information from segmented vertebral shapes on the X-ray images to obtain a personalized and patient-specific geometrical model of the vertebrae is a viable and accurate procedure for the 3D reconstruction of the spine. Based on the epipolar geometry error, the proposed automatic technique allows generating more accurate personalized 3D vertebral shapes compared to models obtained from a manual identification and matching of six landmarks per vertebrae performed by an operator. By comparing the evolution of the RMS retro-projection errors with the proposed method under various conditions, it is clear that the automatic

image-based method obtains an optimal solution, in addition of achieving a better accuracy to a manual approach. This can be explained by the fact that the proposed approach has an increased number of redundant points compared to the previous method which offers only a restraint amount of information. Furthermore, the contour-based reconstruction technique incorporates information which was previously not exploited, such as curve and orientation features.

One of the challenges in landmarking vertebrae on X-ray images for generating 3D models is the poor visibility due to the superposition of several anatomical structures, specifically in the sagittal thoracic region of the spine. The human expert must therefore infer the landmark positions based only on his knowledge of the anatomical structure of the spine. The proposed method offers a more reliable approach to this problem by integrating statistical, image-based and morphological knowledge, and therefore becomes a suitable tool for clinical assessment of spinal deformities. The experiments presented in this work were essential to evaluate the reliability of the method to correctly detect the rotation and location of scoliotic vertebrae so it can be used in clinical trials. The method presented in this work generates models similar to those obtained from manual identification. However, the manual approach is a tedious and error prone procedure and does not guaranty 100% accuracy. Therefore the differences exhibited in this experiment may come from the identification errors provided from the manual landmarking. In fact the reduced epipolar geometry error from the 3D geometry for each of the 20 cases tested confirms this hypothesis and gives a clear indication that the proposed technique ensures the correct correspondence between landmarks on biplanar views. Moreover, the experiments show that the method models quite accurately the vertebral contours even in presence of blurred, fuzzy and unsharp edges caused by the imaging modality. This offers geometrical models which are more representative to the image's content. An undeniable advantage of automated contour methods lies in using collective information over the entire contour of the vertebra instead of basing the identification from selective points, which offers higher variability. It also has the ability

to detect out-of-plane motion such as axial rotation often present in 3D deformations like AIS, which could not be detected in previous 2D techniques.

Results presented in this paper also suggest that a clinically accurate geometry of the spine can be obtained by using a hybrid approach which captures a pathological population based on the patient-specific 3D spinal curve and which exploits the image's content, offering an efficient method for the 3D reconstruction of the spine in a routine clinical environment. Inter-vertebral transformations (rotation and translation) were adequately modeled with the knowledge-based information provided by the statistical distribution of the database and regularized by updating from the rigid displacement of the previous vertebral level. The predictive model was proven to be robust towards inaccuracies in the 3D spinal curve, which is mainly due to the reliability of the first step of the statistical embedding algorithm, by selecting the K closest neighbours in the database using a normalized Euclidian measure. The proposed locally linear embedding (LLE) algorithm maps high-dimensional observation data that are presumed to lie on a non-linear manifold, onto a single global coordinate system of lower dimensionality. LLE preserves neighbourhood relationships of similar spine geometries, thereby revealing the underlying structure of the data such as spine classification. Dimensionality reduction by LLE succeeds in recovering the underlying manifold, whereas linear embedding methods, such as Principal Component Analysis (PCA) or Multi-Dimensional Scaling (MDS), would map various data points to nearby points in the plane, creating distortions both in the local and global geometry. LLE embeddings are optimized for analyzing local symmetries such as vertebra orientation, linear coefficients, and reconstruction errors. Therefore, this avoids the need to solve large-dynamic programming problems and it also leads to very sparse matrices whose structure can be exploited for saving in computational time and memory space. However the size of the 3D database (number of patients available) will inevitably affect the modeling of the scoliotic population and natural biological deformations of the pathology. We used the highest number of patients available (N = 732) to create a

predictive statistical model which would represent all types of deformity in the scoliotic population; however classifying the database into multiple pathological categories based on the 3D patterns of the spine would reduce the size of N and offer a more representative sample of patients.

Future direction therefore lies in dividing the scoliotic database into multiple pathological classes which may account for less extensive available data, and increasing the accuracy of the method by modifying the objective function to integrate more elaborate inter-vertebral variability models to obtain a better approximation of the spine's intrinsic transformations [29] and optimizing the deformable 3D models by using learning-based methods for modeling the density distribution of bone texture. Ongoing work is also currently underway for automatically extracting the 2D centerlines from the biplanar X-rays which are used for the reconstruction of the 3D spinal centerline. The segmentation of the spine centerlines is indeed quite a challenging problem, particularly in the sagittal view where the thoracic region becomes barely visible. The proposed approach will use knowledge-based distributions of vertebral parameters as well as regression models to predict the curvature of the spine on the X-ray images as presented in [50]. The proposed method can also be extended to other medical reconstruction applications such as for the pelvis or femur, when a sufficient amount of prior data is available to adequately model various types pathologies.

8.6 References

[1] H. Labelle, J. Dansereau, C. Bellefleur, and B. Poitras, "Three-dimensional effect of the Boston brace on the thoracic spine and rib cage," *Spine,* vol. 21, pp. 59-64, Jan 1 1996.

[2] H. Labelle, J. Dansereau, C. Bellefleur, B. Poitras, C. H. Rivard, I. A. Stokes, and J. de Guise, "Comparison between preoperative and postoperative three-dimensional

reconstructions of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Dubousset procedure," *Spine,* vol. 20, pp. 2487-92, Dec 1 1995.

[3] 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,* vol. 26, pp. 2244-50, Oct 15 2001.

[4] 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," *Medical & biological engineering & computing,* vol. 35, pp. 611-8, Nov 1997.

[5] J. Dansereau and I. A. Stokes, "Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage," *Journal of biomechanics,* vol. 21, pp. 893-901, 1988.

[6] 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 Transactions on Biomedical Engineering,* vol. 50, pp. 989-98, Aug. 2003.

[7] G. T. Marzan, "Rational design for close-range photogrammetry." vol. Ph.D. dissertation: Dept. Civil Eng., Univ. Illinois, Urbana-Champaign, IL, 1976.

[8] S. Kadoury, F. Cheriet, C. Laporte, and H. Labelle, "A versatile 3-D reconstruction system of the spine and pelvis for clinical assessment of spinal deformities," *Medical and biological engineering and computing,* vol. 45, pp. 591-602, 2007.

[9] 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 and Biological Engineering and Computing,* vol. 38, pp. 133-9, March 2000.

[10] M. Panjabi, D. Chang, and J. Dvorak, "An analysis of errors in kinematic parameters associated with in vivo functional radiographs," *Spine,* vol. 17, pp. 200-5, Feb 1992.

[11] F. Cheriet, J. Dansereau, Y. Petit, C. E. Aubin, H. Labelle, and J. A. De Guise, "Towards the self-calibration of a multiview radiographic imaging system for the 3D reconstruction of the human spine and rib cage," *Int. Journal on Pattern Recognition and Artif. Intell,* vol. 13, pp. 761-79, 1999.

[12] J. Novosad, F. Cheriet, S. Delorme, S. Poirier, M. Beausejour, and H. Labelle, "Self-calibration of biplanar radiographs for a retrospective comparative study of the 3D correction of adolescent idiopathic scoliosis," *Studies in health technology and informatics,* vol. 91, pp. 272-5, 2002.

[13] S. Laporte, W. Skalli, J. A. de Guise, F. Lavaste, and D. Mitton, "A biplanar reconstruction method based on 2D and 3D contours: application to the distal femur," *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering,* vol. 6, pp. 1-6, Feb 2003.

[14] A. J. Yezzi and S. Soatto, "Stereoscopic segmentation," *J. Computer Vision,* vol. 53, pp. 31-43, 2003.

[15] J. M. Muggleton and R. Allen, "Automatic location of vertebrae in digitized videofluoroscopic images of the lumbar spine," *Medical Engineering and Physics,* vol. 19, pp. 77-89, Jan. 1997.

[16] C. Simonis and R. Allen, "Calculation of planar spine kinematic parameters using videofluoroscopic images and parallel computation," in *Proceedings of the Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology*, 1993, pp. 1087-1088.

[17] P. P. Smyth, C. J. Taylor, and J. E. Adams, "Automatic measurement of vertebral shape using active shape models," *Image and Vision Computing,* vol. 15, pp. 575-81, Aug. 1997.

[18] B. Howe, A. Gururajan, H. Sari-Sarraf, and L. R. Long, "Hierarchical segmentation of cervical and lumbar vertebrae using a customized generalized Hough transform and extensions to active appearance models," in *Proceedings of the IEEE Southwest Symposium on Image Analysis and Interpretation*, 2004, pp. 182-186.

[19] Z. Yalin, M. S. Nixon, and R. Allen, "Automated segmentation of lumbar vertebrae in digital videofluoroscopic images," *IEEE Transactions on Medical Imaging,* vol. 23, pp. 45-52, Jan. 2004.

[20] A. Hamadeh and P. Cinquin, "Kinematic study of lumbar spine using functional radiographies and 3D/2D registration," *Lecture Notes in Computer Science,* vol. 1205, pp. 109-118, 1997.

[21] 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,* vol. 22, pp. 1407-16, Nov. 2003.

[22] H. Livyatan, Z. Yaniv, and L. Joskowicz, "Gradient-Based 2-D/3-D Rigid Registration of Fluoroscopic X-Ray to CT," *IEEE Trans. Medical Imaging.,* vol. 22, pp. 1395-1406, 2003.

[23] M. Fleute and S. Lavallee, "Nonrigid 3-D/2-D registration of images using statistical models," in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (Lecture Notes in Computer Science)*, 1999, pp. 138-147.

[24] C. Lorenz and N. Krahnstoever, "Generation of point-based 3D statistical shape models for anatomical objects," *Computer Vision and Image Understanding,* vol. 77, pp. 175-191, 2000.

[25] T. Vrtovec, D. Tomazevic, B. Likar, L. Travnik, and F. Pernus, "Automated construction of 3D statistical shape," *Image Analysis & Stereology,* vol. 23, pp. 111-20, 2004.

[26] 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 (Bristol, Avon),* vol. 19, pp. 240-7, Mar 2004.

[27] R. Dumas, B. Blanchard, R. Carlier, C. G. de Loubresse, J. C. Le Huec, C. Marty, M. Moinard, and J. M. Vital, "A semi-automated method using interpolation and optimisation for the 3D reconstruction of the spine from bi-planar radiography: a precision and accuracy study," *Medical & biological engineering & computing,* vol. 46, pp. 85-92, Jan 2008.

[28] S. Benameur, M. Mignotte, H. Labelle, and J. A. De Guise, "A hierarchical statistical modeling approach for the unsupervised 3-D biplanar reconstruction of the scoliotic spine," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering,* vol. 52, pp. 2041-57, Dec. 2005.

[29] J. Boisvert, F. Cheriet, X. Pennec, H. Labelle, and N. Ayache, "Geometric variability of the scoliotic spine using statistics on articulated shape models," *IEEE transactions on medical imaging,* vol. 27, pp. 557-68, 2008.

[30] T. Klinder, R. Wolz, C. Lorenz, A. Franz, and J. Ostermann, "Spine segmentation using articulated shape models," *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (Lecture Notes in Computer Science),* vol. 11, pp. 227-34, 2008.

[31] T. Vrtovec, S. Ourselin, L. Gomes, B. Likar, and F. Pernus, "Automated generation of curved planar reformations from MR images of the spine," *Physics in Medicine and Biology,* vol. 52, pp. 2865-78, 2007.

[32] J. Kaminsky, P. Klinge, T. Rodt, M. Bokemeyer, W. Luedemann, and M. Samii, "Specially adapted interactive tools for an improved 3D-segmentation of the spine," *Computerized Medical Imaging and Graphics,* vol. 28, pp. 119-27, 2004.

[33] S. Ghebreab and A. W. M. Smeulders, "Combining strings and necklaces for interactive three-dimensional segmentation of spinal images using an integral deformable spine model," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering,* vol. 51, pp. 1821-1829, 2004.

[34] T. Aach, "Spectral transform-based nonlinear restoration of medical images: algorithms and comparative evaluation," in *Proceedings of the SPIE - The International Society for Optical Engineering*, 1999, pp. 270-280.

[35] D. Kunz, K. Eck, H. Fillbrandt, and T. Aach, "A nonlinear multi-resolution gradient adaptive filter for medical images " in *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*, 2003, pp. 732-742.

[36] S.-F. Wong and K.-Y. K. Wong, "Segmenting lumbar vertebrae in digital video fluoroscopic images Through edge enhancement," in *Proceedings of the 8th*

International Conference on Control, Automation, Robotics and Vision, 2004, pp. 665-670.

[37] N. Villain, Y. Goussard, J. Idier, and M. Allain, "Three-Dimensional Edge-Preserving Image Enhancement for Computed Tomography," *IEEE transactions on medical imaging,* vol. 22, pp. 1275-1287, 2003.

[38] S. Kadoury and F. Cheriet, "X-ray image restoration with adaptive PDE filter for an accurate 3D reconstruction of the human spine," in *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2006, p. 470.

[39] P. Perona and J. Malik, "Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence,* vol. 12, pp. 629-39, July 1990.

[40] S. Osher and L. I. Rudin, "Feature-oriented image enhancement using shock filters," *SIAM Journal on Numerical Analysis,* vol. 27, pp. 919-40, Aug. 1990.

[41] G. Gilboa, N. Sochen, and Y. Y. Zeevi, "Image enhancement and denoising by complex diffusion processes," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence,* vol. 26, pp. 1020-1036, 2004.

[42] F. Cheriet, C. Laporte, S. Kadoury, H. Labelle, and J. Dansereau, "A novel system for the 3-D reconstruction of the human spine and rib cage from biplanar X-ray images " *IEEE Transactions on Biomedical Engineering,* vol. 54, 2007.

[43] L. Duong, F. Cheriet, and H. Labelle, "Three-dimensional classification of spinal deformities using fuzzy clustering," *Spine,* vol. 31, pp. 923-30, Apr 15 2006.

[44] P. Poncet, J. Dansereau, and H. Labelle, "Geometric torsion in idiopathic scoliosis: three-dimensional analysis and proposal for a new classification," *Spine,* vol. 26, pp. 2235-43, Oct 15 2001.

[45] S. Kadoury, F. Cheriet, and H. Labelle, "A statistical image-based approach for the 3D reconstruction of the scoliotic spine from biplanar radiographs," in *Proceedings of the IEEE International Symposium on Biomedical Imaging*, 2008, pp. 660-663.

[46] S. T. Roweis and L. K. Saul, "Nonlinear dimensionality reduction by locally linear embedding," *Science,* vol. 290, pp. 2323-6, 22 Dec. 2000.

[47] A. S. Aguado, M. S. Nixon, and M. E. Montiel, "Parameterizing arbitrary shapes via Fourier descriptors for evidence-gathering extraction," *Comput. Vis. Image Understanding,* vol. 69, pp. 202-221, 1998.

[48] S. M. Seitz, B. Curless, J. Diebel, D. Scharstein, and R. Szeliski, "A comparison and evaluation of multi-view stereo reconstruction algorithms," in *Proceedings of Computer Vision and Pattern Recognition*, New York, 2006, pp. 519-526.

[49] S. Kadoury and M. D. Levine, "Face detection in gray scale images using locally linear embeddings," *Computer Vision and Image Understanding,* vol. 105, pp. 1-20, 2007.

[50] S. Kadoury, F. Cheriet, and H. Labelle, "Prediction of the T2-T12 kyphosis in adolescent idiopathic scoliosis using a multivariate regression model," *Stud Health Technol Inform,* vol. 140, pp. 269-72, 2008.

8.7 Figures

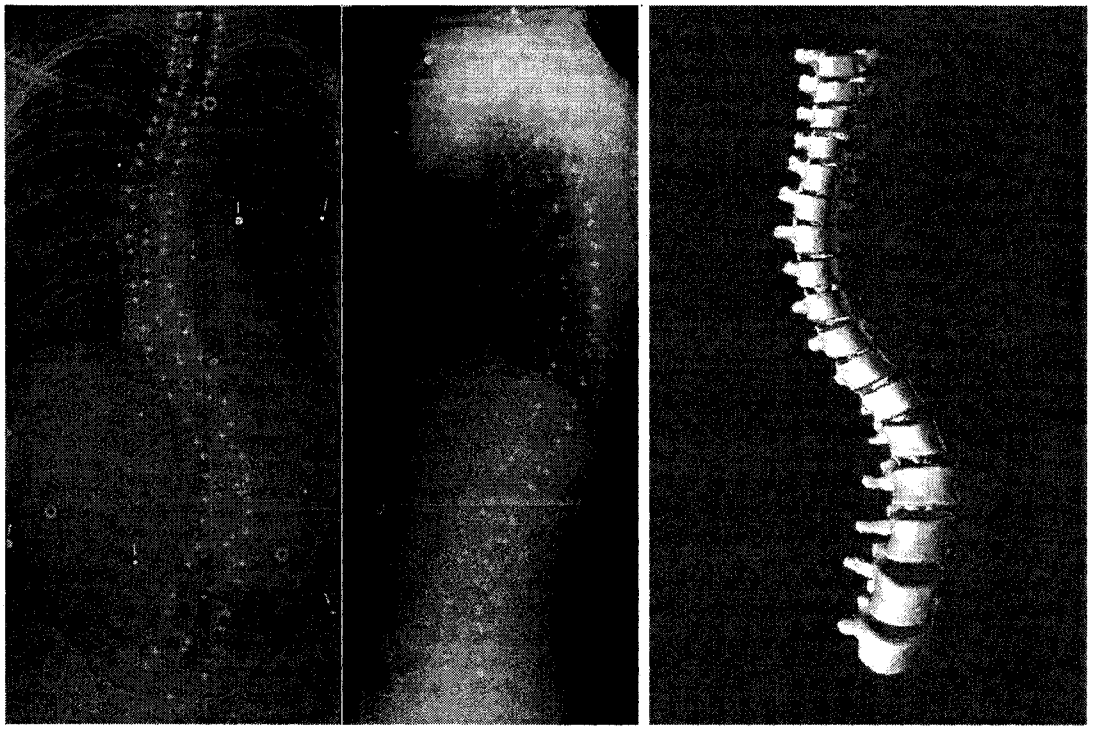


Figure 1 Manual anatomical landmark identification on the coronal and sagittal X-ray for the personalized 3D reconstruction of the scoliotic spine. Markers are the identified landmarks on each vertebra.

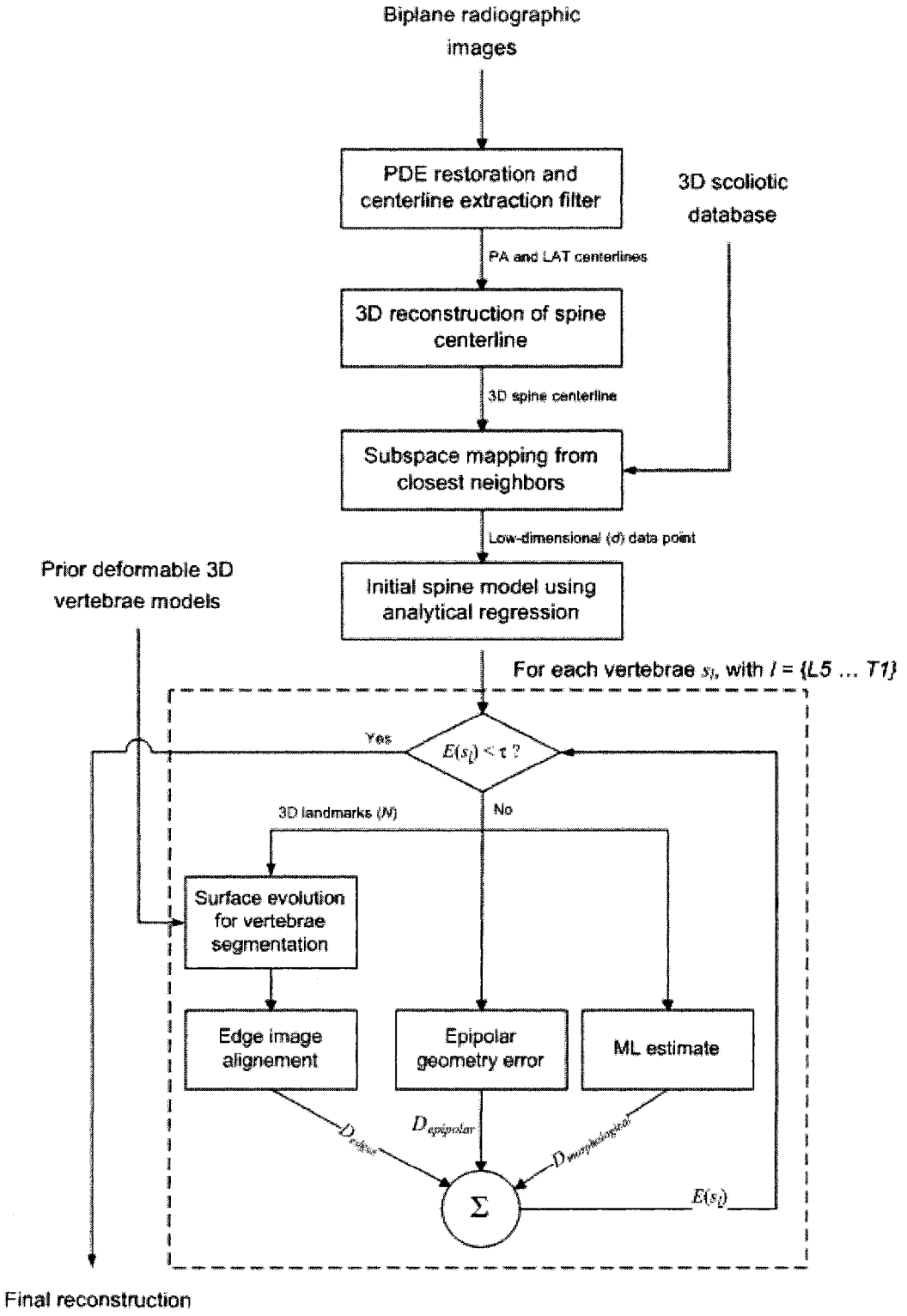
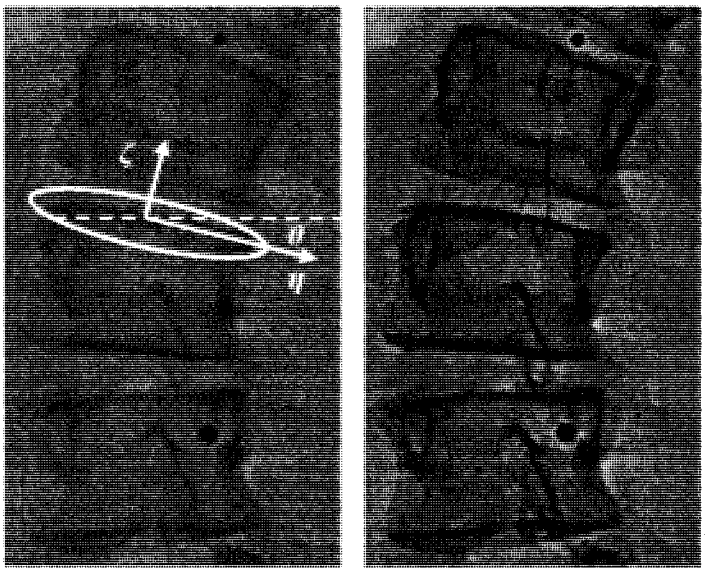
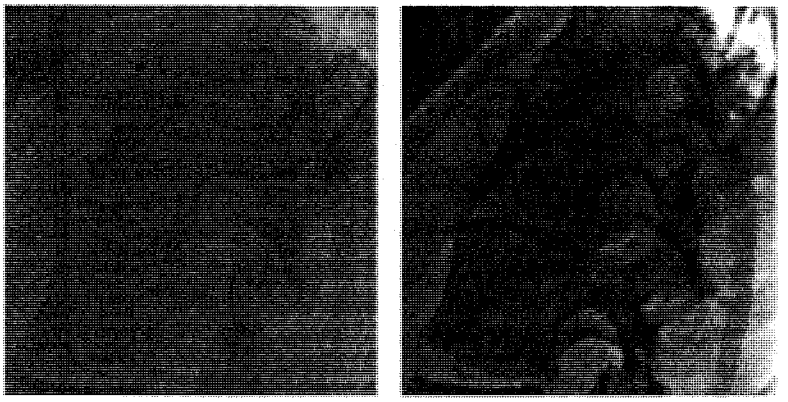


Figure 2 Workflow diagram of the proposed reconstruction approach.



(a)



(b)

Figure 3 Sample original and restored X-ray images. (a) Coronal vertebrae. (b) Sagittal vertebrae.

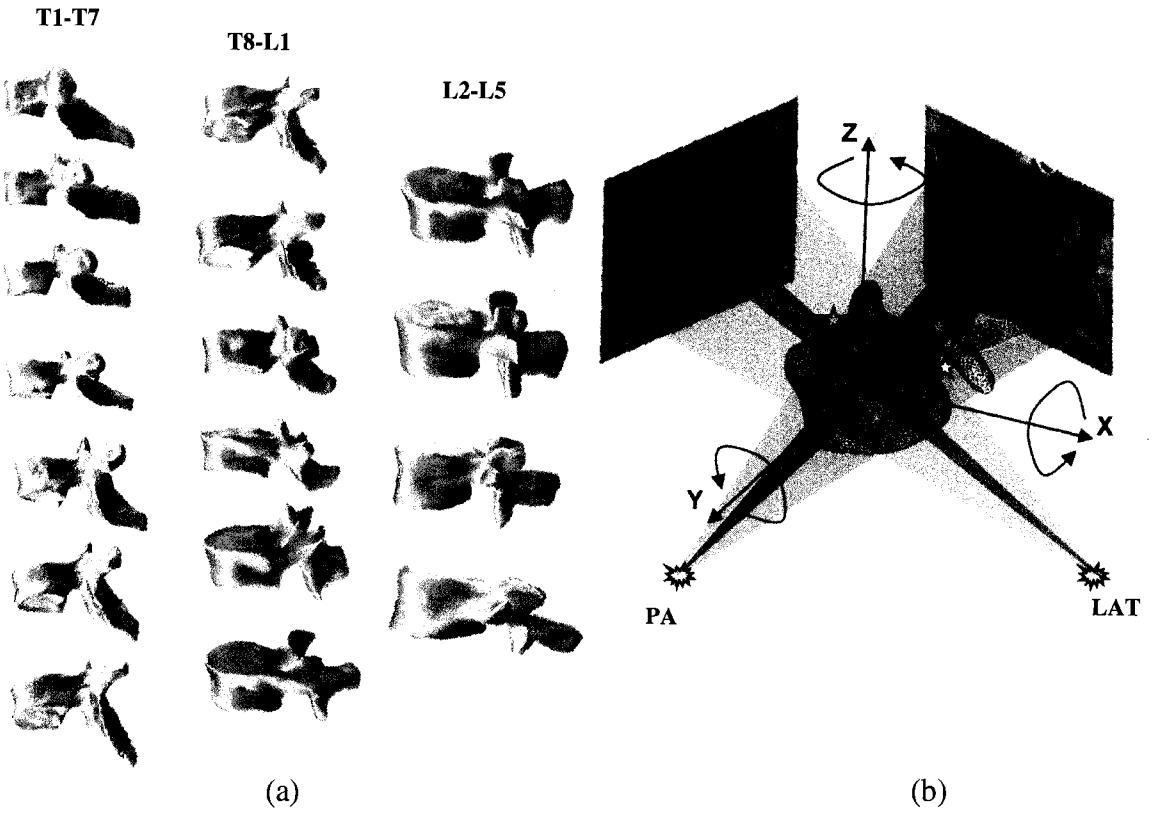


Figure 4 (a) Atlas of 17 vertebral models obtained from computer tomography (CT) and represented with 3D Fourier descriptors. (b) Surface models were deformed for projective segmentation with respect to contour and region components.

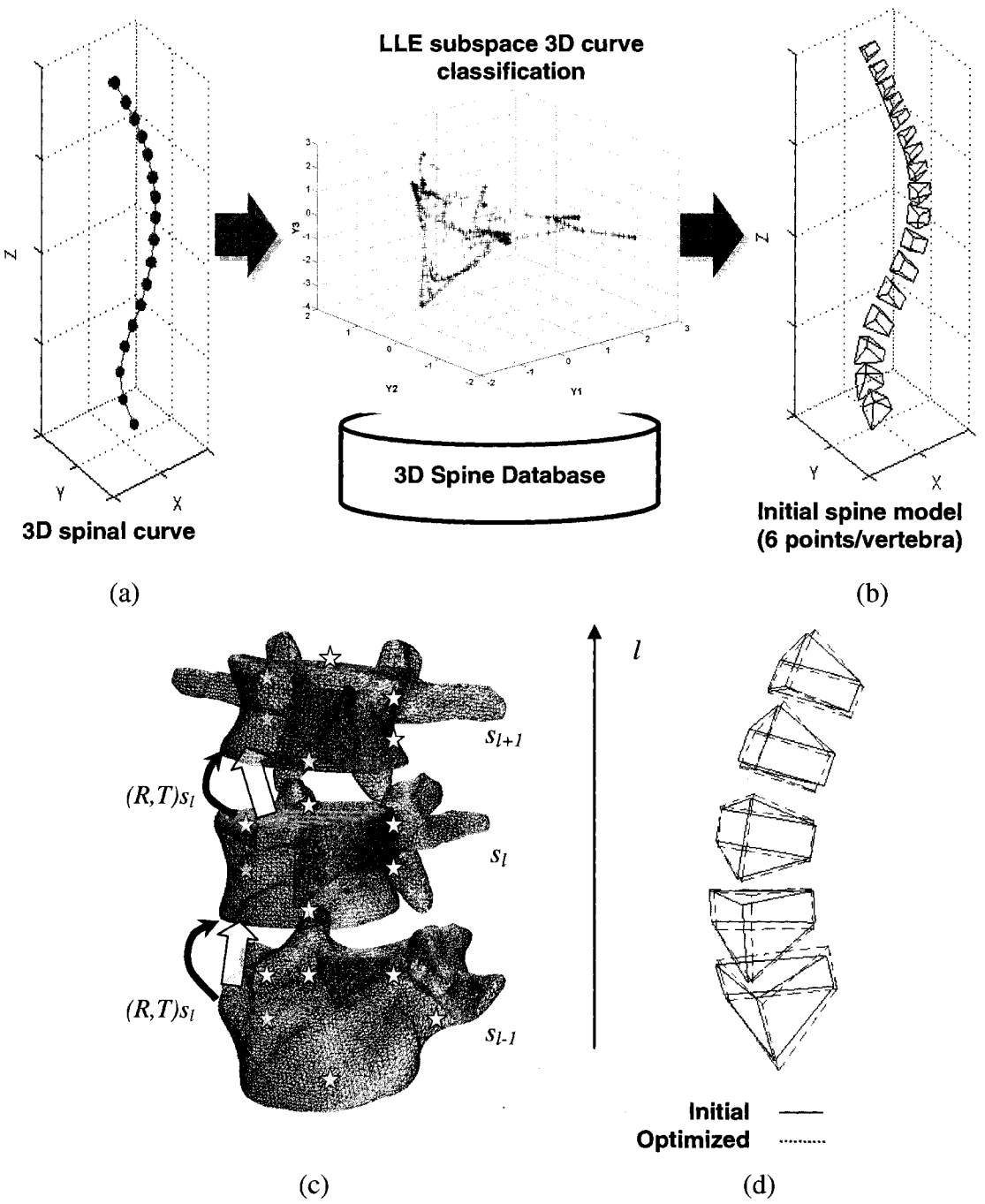
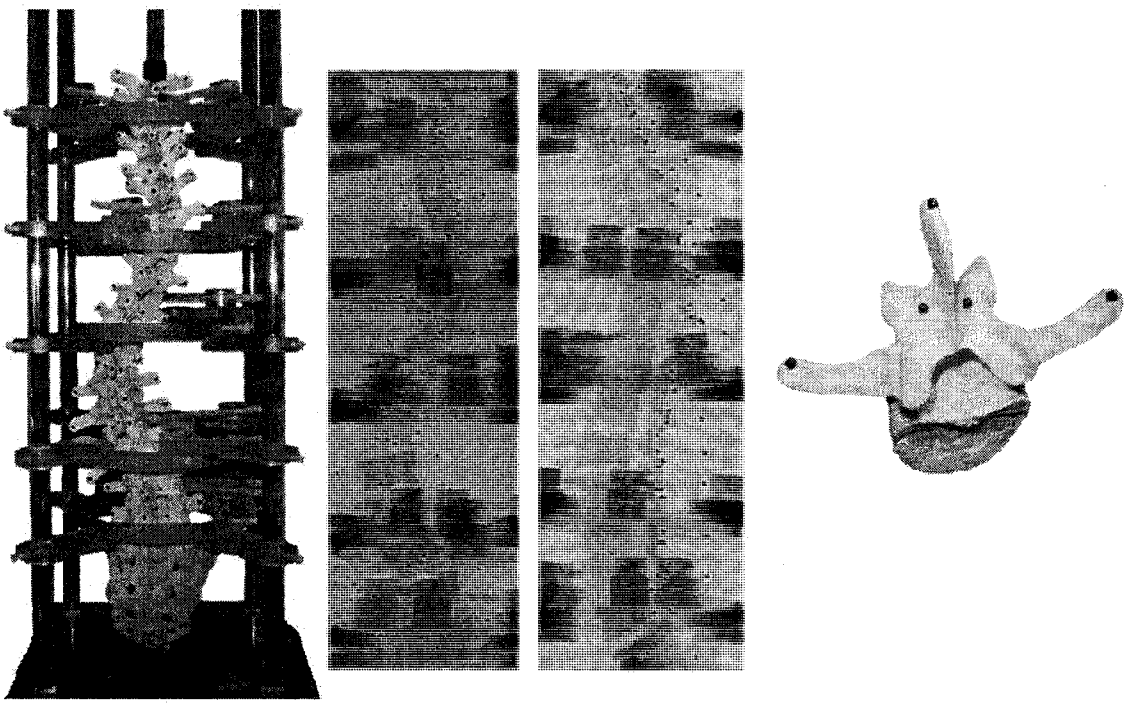


Figure 5 (a) Initial 3D spinal curve. (b) Approximate statistical 3D model. (c) Sequential refinement using deformable 3D prior models fitted on the X-rays (control points shown as stars). (d) Landmark adjustments brought by the optimization scheme.



(a) (b) (c)

Figure 6 (a) Setup of the configurable synthetic spine. (b) X-ray image acquisition. (c) Precise measurements of vertebra coordinates with embedded lead markers.

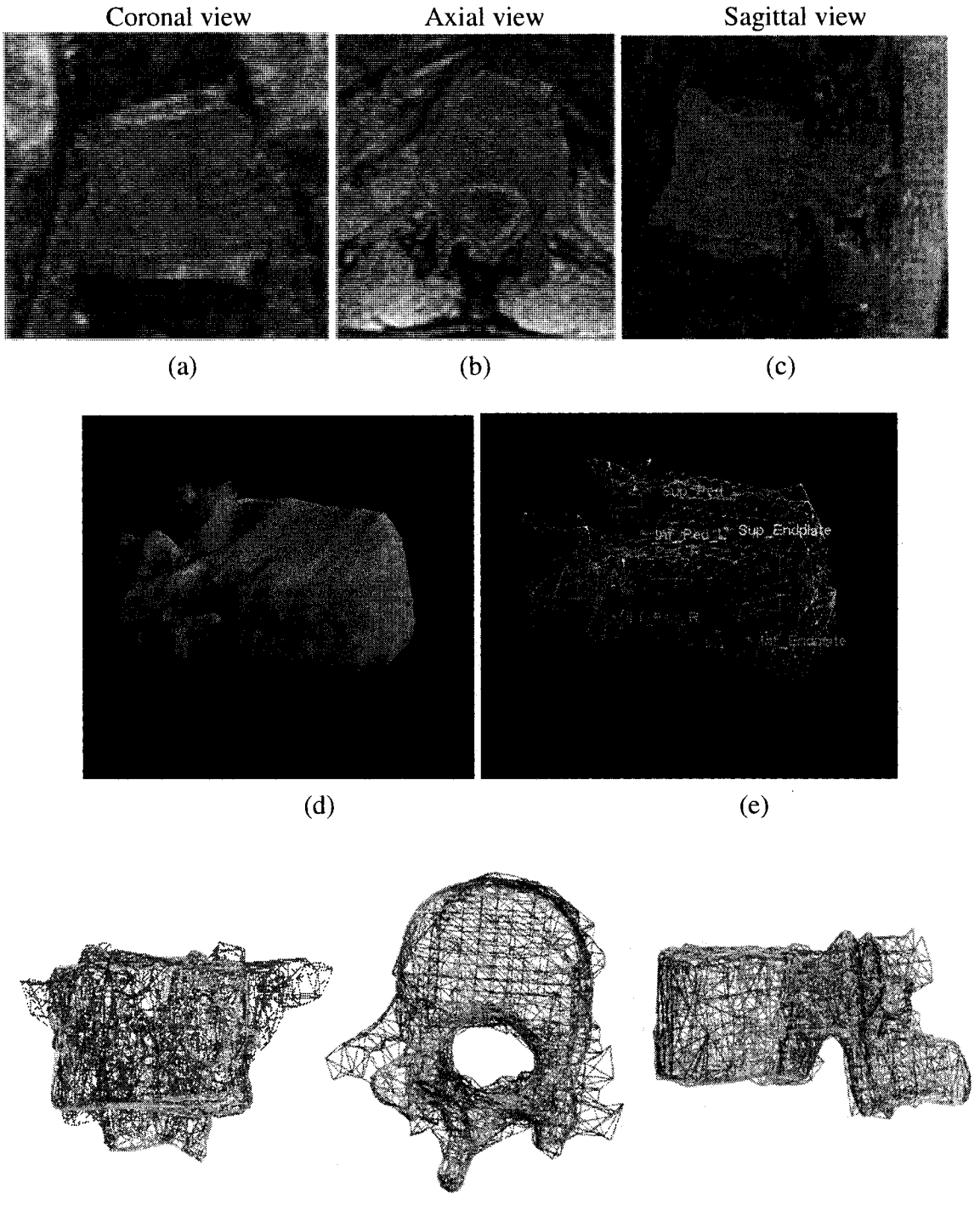


Figure 7 (a)-(c) Corresponding segmented cuts. (d) Surface rendering of segmented vertebra. (e) 3D polygonal mesh with identified landmarks used for registration. (f) Example of superimposed 3D reconstructions.

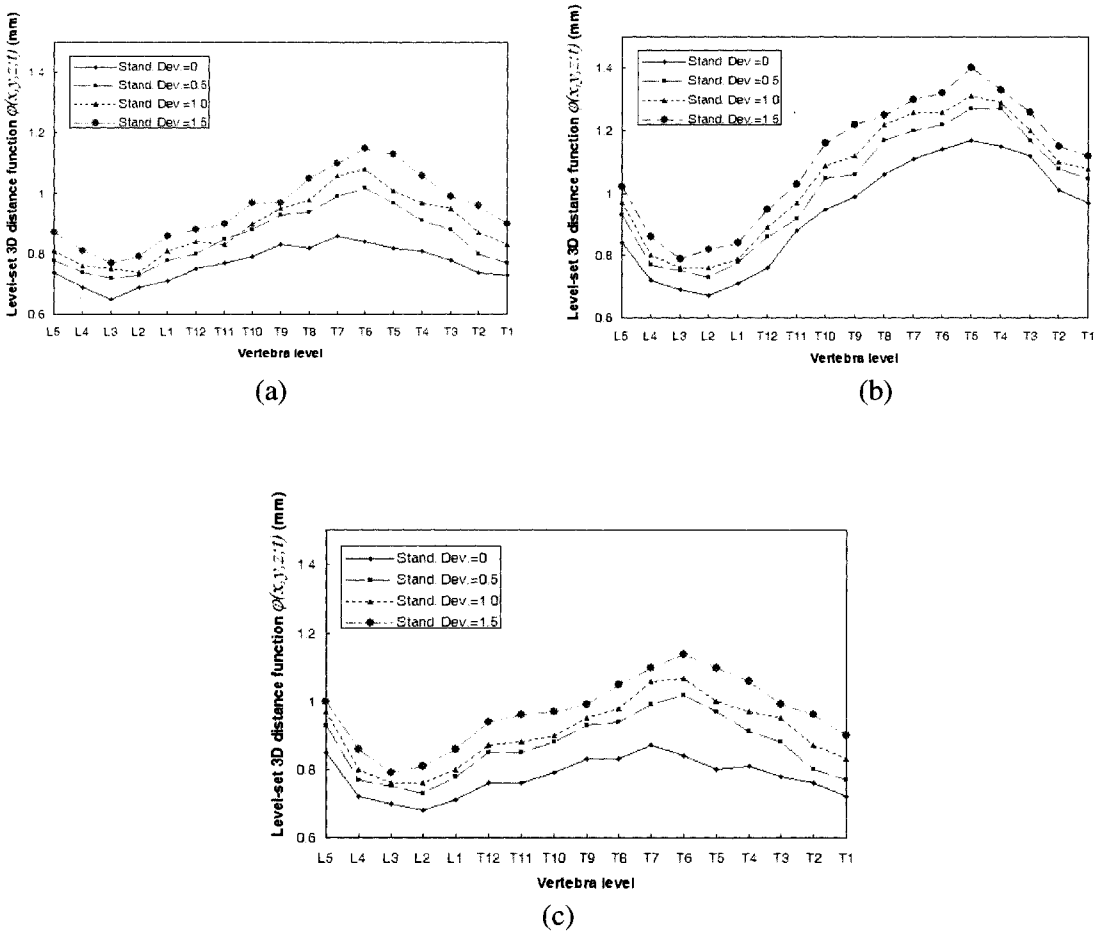


Figure 8 Level set segmentation 3D distance measure results for each vertebral level with varying levels of noise applied on synthetic spines. (a) Normal configuration; (b) Right thoracic left lumbar configuration; (c) Left lumbar configuration.

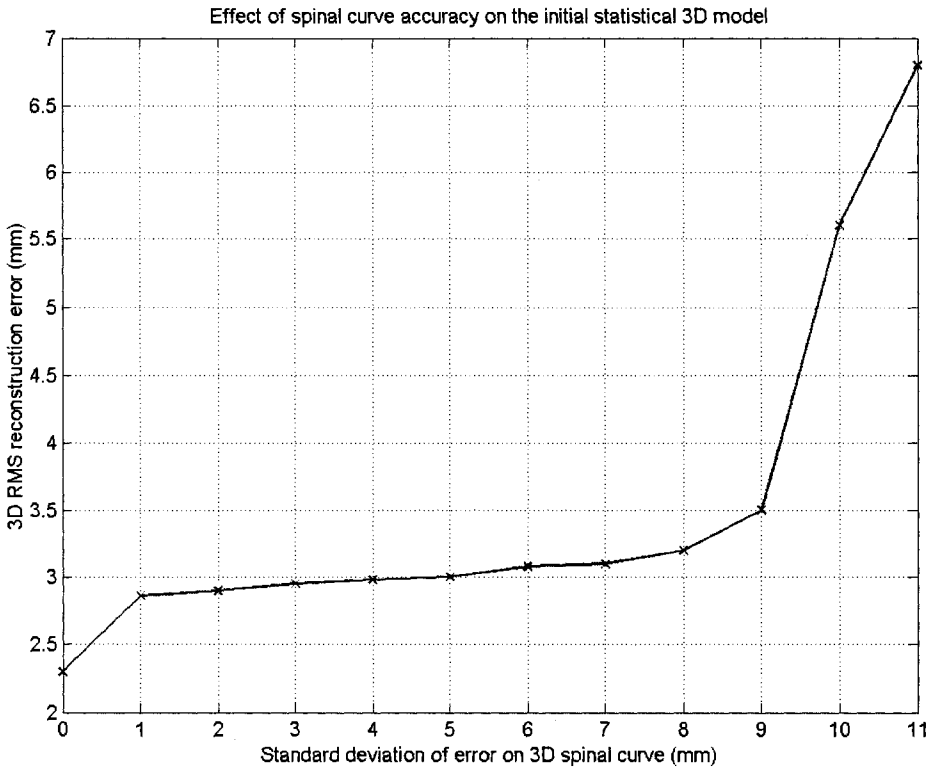
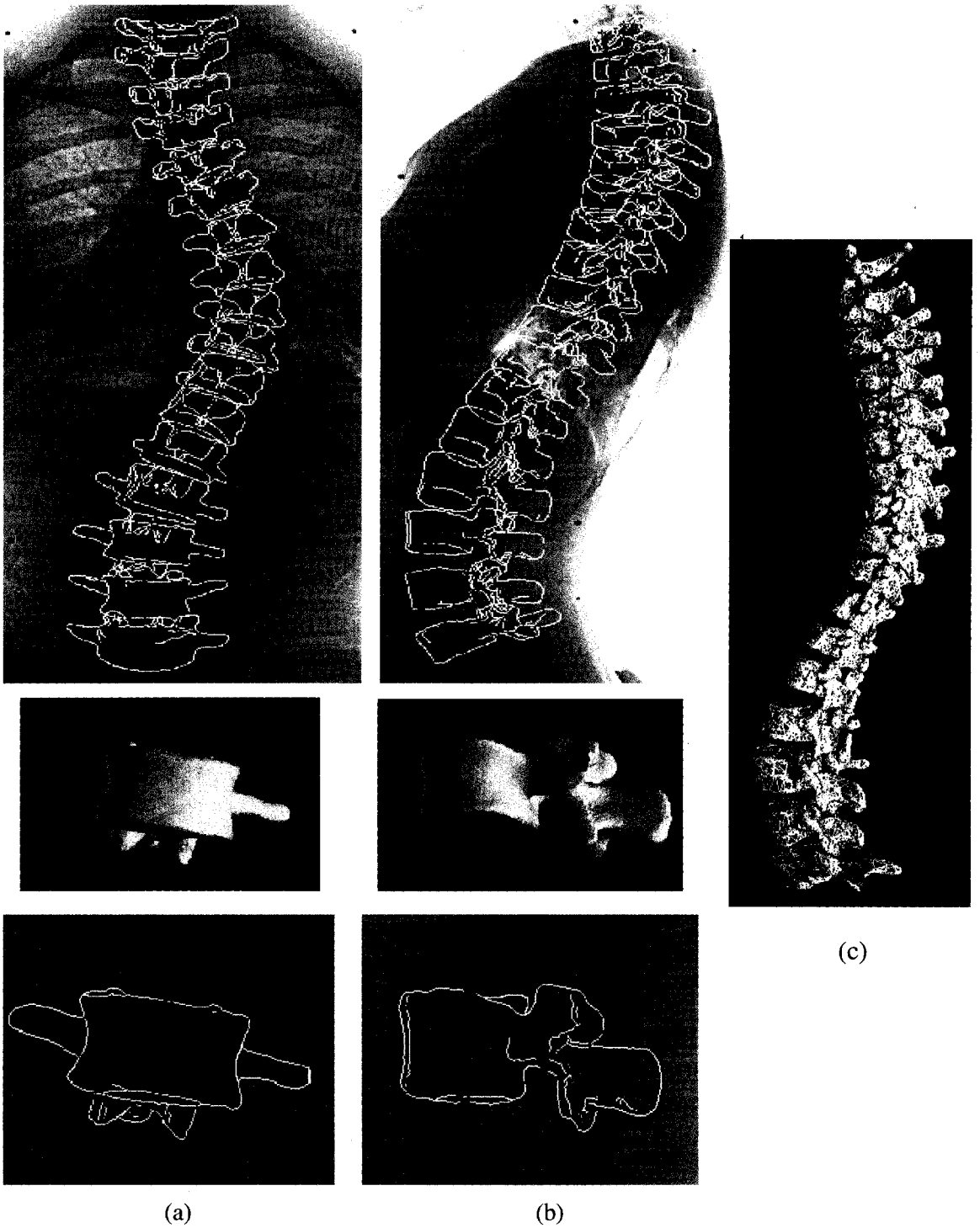
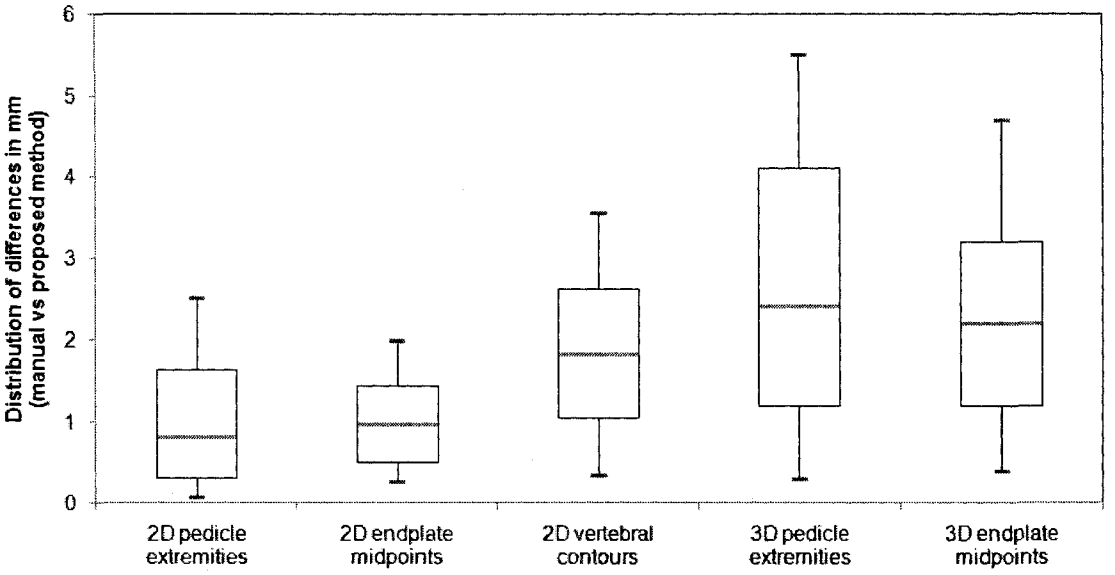


Figure 9 Effect of the 3D spinal curve accuracy on the 3D RMS reconstruction error of the initial model.

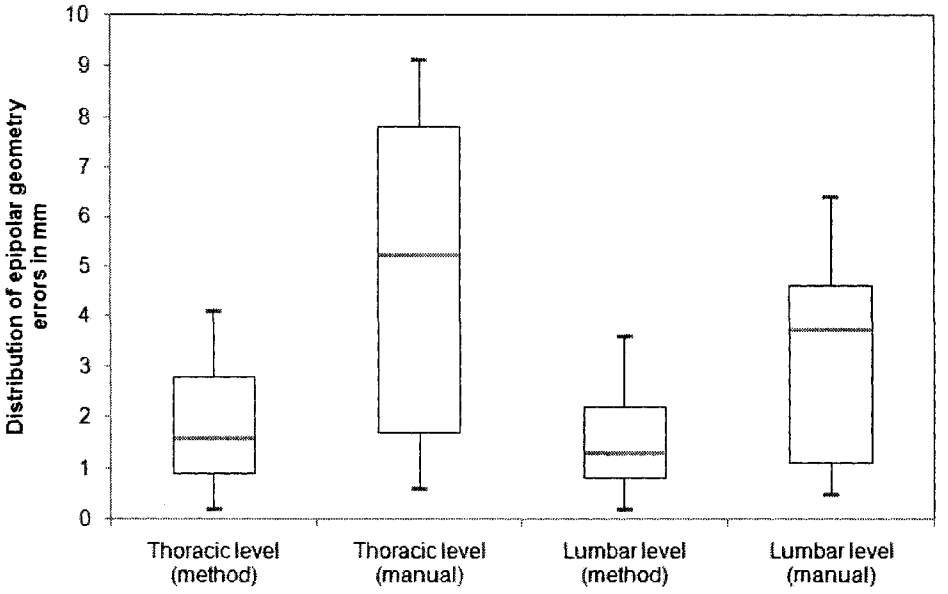


(a) (b) (c)

Figure 10 Results obtained on a (a) coronal and (b) sagittal X-ray image. Comparison of landmark and projected contours results from the manual technique (square/dashed line) and the proposed method using 3D deformable vertebra models (cross/solid line). (c) Final 3D reconstruction from the proposed method.



(a)



(b)

Figure 11. (a) Distribution of 2D and 3D landmark differences, obtained from the manual technique and the proposed method. (b) Distribution of epipolar geometry errors for thoracic and lumbar vertebrae.

8.8 Tables

Table 1 Types of images used for validation experiments.

Experiment	Types of images
In vitro evaluation	Biplanar X-rays of 3 synthetic spine models
In vivo comparison to ground-truth MRI	MRI slices and biplanar X-rays of 8 vertebrae taken of 2 real patients
In vivo clinical validation	Biplanar X-rays of 20 real patients from scoliosis clinics

Table 2 Results on 2D and 3D RMS differences from 20 scoliotic spines obtained from the proposed method and from a manual operator at different vertebral levels. Comparison of projected contours is obtained between the manual technique and the proposed method using 3D deformable vertebra models.

Patient	2D RMS difference of landmarks on X-rays (mm)			3D RMS difference of landmarks (mm)		Epipolar geometry error (mm)	
	Pedicles	Endplates	Contour	Pedicles	Endplates	Proposed method	Manual approach
1190449	1.3	0.8	1.5	2.5	2.4	0.4	2.1
1373936	0.3	0.3	0.6	1.7	1.8	2.6	4.3
1457368	0.7	1.1	2.2	1.0	2.1	3.1	7.2
1547556	0.9	1.7	1.1	2.8	2.6	0.9	8.0
1598928	1.1	0.4	3.5	3.0	1.5	1.4	3.3
1606971	0.4	1.0	1.2	0.9	2.5	3.0	9.0
1615635	1.3	1.4	1.6	2.0	2.6	2.0	5.7
1631377	0.5	1.9	2.2	0.9	1.9	0.2	3.6
1643145	1.2	1.4	1.6	2.3	2.5	2.3	7.5
1650495	0.4	2.1	0.2	0.7	3.1	4.1	9.0
1665816	2.3	1.1	2.3	2.5	2.0	0.3	1.1
1667499	0.6	0.3	3.4	1.0	1.3	0.5	0.9
1736375	0.3	1.0	0.8	1.8	2.9	0.5	1.1
1804354	0.3	1.3	2.4	0.5	2.6	1.6	1.8
1909044	0.1	1.6	0.9	0.3	4.7	2.8	11.0
1951768	0.2	0.9	1.5	0.5	2.1	0.8	1.9
2053405	1.0	0.9	2.5	3.8	2.6	0.3	2.6
2055015	1.3	0.6	0.3	4.7	0.5	2.5	7.4
2065186	2.5	0.4	1.4	5.5	0.6	1.1	5.9
2115789	0.8	0.6	2.8	2.6	1.4	0.6	2.3
1190449	1.3	0.8	1.5	2.5	2.4	0.4	2.1
1373936	0.3	0.3	0.6	1.7	1.8	2.6	4.3
Thoracic (T) vertebrae	0.9 ± 0.8	1.0 ± 0.5	1.6 ± 0.8	2.1 ± 1.5	2.2 ± 1.4	1.6 ± 1.4	5.2 ± 4.6
Lumbar (L) vertebrae	0.7 ± 0.5	0.9 ± 0.4	2.4 ± 1.0	1.6 ± 1.5	2.2 ± 0.8	1.3 ± 1.1	3.7 ± 2.8
Overall T+L vertebrae	**0.8 ± 0.7**	**1.0 ± 0.5**	**1.8 ± 0.9**	**2.0 ± 1.5**	**2.2 ± 0.9**	**1.5 ± 1.2**	**4.7 ± 3.2**

Table 3 Results on point-to-surface comparisons of 8 scoliotic vertebrae with 3D models obtained from MRI data. *N* denotes the total number of vertebrae at different vertebral levels.

Vertebra	*N*	Mean error (mm)	Root-mean-square (mm)	Maximum error (mm)
T10	1	1.0 ± 0.7	1.3 ± 0.4	4.2 ± 0.9
T11	2	0.9 ± 0.8	1.3 ± 0.3	3.4 ± 1.0
T12	2	1.3 ± 0.9	1.8 ± 0.3	4.4 ± 1.2
L2	2	1.1 ± 1.0	1.4 ± 0.2	4.3 ± 0.9
L3	1	1.3 ± 1.2	1.7 ± 0.3	4.5 ± 1.1

Chapitre 9

Discussion générale

L'analyse d'organes et de structures anatomiques en trois dimensions (3D) pour l'évaluation de pathologies dans le domaine médical est un champ d'application extrêmement actif tant sur le plan technologique que sur le plan clinique. Depuis plusieurs décennies maintenant, la littérature scientifique a présenté une multitude de méthodes permettant de générer des modèles d'organes en 3D à partir de plusieurs modalités volumétriques pour leur utilisation routinière dans un environnement clinique. Alors que les domaines en cardiologie ainsi qu'en neurologie ont fait l'objet d'un intérêt particulièrement important à cet égard, le domaine orthopédique a été moins étudié principalement dû au fait que la modalité par excellence en pratique clinique de routine demeure la radiographie 2D. Bien que cette modalité demeure avantageuse comparativement à d'autres modalités d'imagerie telle que la tomographie en terme d'irradiation et permet une évaluation de la posture debout contrairement à l'IRM, la radiographie 2D offre des images de qualité moyenne. Cet obstacle a fait en sorte que la reconnaissance automatique de formes sur les images pour la détection et la reconstruction 3D de vertèbres devienne plus complexe et donc moins investiguée dans la littérature. De plus, afin de générer des modèles 3D de structures osseuses à partir d'images radiographiques, un système de calibrage tel qu'utilisé pendant plus d'une dizaine d'années au laboratoire de recherche LIS3D, doit être utilisé afin de déterminer

la configuration d'acquisition. L'usage d'un tel système représente une limite importante pour l'exploitation de l'évaluation 3D en clinique à l'extérieur du CHU Sainte-Justine. De nouvelles techniques d'imagerie qui ont émergé plus récemment tel que le système à basse dose EOS (Biospace, France) offrent des images de meilleure qualité tout en permettant une reconstruction 3D, cependant la radiographie conventionnelle demeure de loin la modalité la plus utilisée et la plus répandue dans les centres hospitaliers pour l'évaluation de routine de pathologies musculo-squelettiques.

Dans un premier temps, les résultats de ce projet de recherche ont permis de conclure qu'une reconstruction 3D du rachis scoliotique exploitant des repères anatomiques extraits d'images radiographiques non-calibrées offre des modèles 3D statistiquement similaires ($p < 0,05$) à des modèles obtenus par une technique de calibrage implicite, vérifiant ainsi la première hypothèse de recherche. Une méthode automatisée permettant la sélection de repères optimaux basée sur un critère épipolaire et une distribution globale permet de sélectionner le meilleur groupe de points appariés pour la procédure d'optimisation. Afin de générer des reconstructions 3D à l'échelle métrique, un petit objet de dimensions connues ainsi qu'une technique d'estimation de paramètres géométriques basée sur une supposition d'une projection à faible perspective ont été proposés, offrant ainsi l'information nécessaire pour assurer une précision adéquate de la reconstruction. Les résultats obtenus sur une cohorte de 60 sujets scoliotiques ont produit des erreurs en dessous de 2 mm pour la longueur en 3D de la colonne vertébrale et des erreurs angulaires en dessous de 1,5 degré.

Ce projet a aussi permis d'appliquer la technique de reconstruction 3D à partir d'images non-calibrées dans le cadre d'une étude rétrospective, confirmant ainsi la deuxième hypothèse que la précision de la technique d'auto-calibrage proposée est suffisante pour conduire de nouvelles études rétrospectives. L'étude clinique comprenant plus d'une centaine de patients sélectionnés sur une période de 27 ans a permis de conclure que les techniques d'instrumentations plus récentes basées sur la manœuvre de dérotation

globale (colonne) ou locale (vertèbres) ont permis une meilleure correction de la colonne vertébrale scoliotique en 3D. En effet, une amélioration significative de la correction ($p < 0,05$) fut observée entre plusieurs générations en se basant sur l'indice d'orientation du plan de déformation maximale avec une détérioration de 6% pour les techniques Harrington/Harrington-Luque comparativement à une amélioration de 39% pour les instrumentations Cotrel-Dubousset et de 18% pour la technique Direct Vertebral Derotation (DVD). De plus, une meilleure correction de la rotation axiale de la vertèbre apicale fut aussi observée avec la technique DVD (74%). L'étude a aussi permis de démontrer que des indices cliniques 3D tels que le plan de déformation maximale parvient à offrir un portrait représentatif des différences pré et post-opératoire en 3D.

Par la suite, une technique de traitement d'image et une approche de vision 3D ont permis de démontrer que des primitives de haut niveau extraites automatiquement d'images radiographiques peuvent être exploitées afin d'auto-calibrer le système d'acquisition. Plus spécifiquement, la silhouette modélisant la forme globale de la colonne ainsi que les propriétés de torsion géométrique de la colonne scoliotique peuvent être amenées à résoudre convenablement le problème de mise en correspondance des vues biplanaires qui est un prérequis à la technique d'auto-calibrage et donc conclure qu'elles permettent d'améliorer la précision du calibrage. Les résultats obtenus démontrent que la méthode converge plus rapidement vers une solution optimale tout en atteignant un seuil d'erreur plus faible qu'une technique d'auto-calibrage basée sur des repères identifiés manuellement (0,96 mm vs. 1,8 mm). Une approche alternative basée sur une technique de reconnaissance de contours vertébraux générés à partir d'un algorithme d'évolution de surface semble améliorer la précision du processus de calibrage au niveau lombaire avec des erreurs de 0,91 mm obtenues sur un spécimen cadavérique. Ces résultats nous permettent de confirmer en partie la troisième hypothèse que des primitives de haut niveau peuvent améliorer l'auto-calibrage d'un système à rayons-X.

Finalement, une étude présentant une nouvelle approche automatisée pour la reconstruction 3D personnalisée de la colonne vertébrale a permis de conclure en premier lieu que la modélisation statistique d'une base de données de cas pathologiques permettait d'obtenir un modèle approximatif du rachis scoliotique en exploitant la courbe centrale de la colonne vertébrale en 3D. Par la suite, un processus de raffinement par des composantes extraites des images a permis d'améliorer le modèle obtenu. En effet, une technique de segmentation appliquée sur un atlas de vertèbres sèches représentées par des descripteurs de Fourier en 3D a permis de conclure que des données *a priori* pouvant être déformées selon les contraintes de l'image permettent une meilleure représentation de la géométrie des vertèbres. Une approche par évolution de surfaces contrôlée par une optimisation par niveaux a permis d'isoler les composantes par contours et par régions osseuses. Une évaluation qualitative et quantitative de la reprojection des contours vertébraux obtenue par la méthode de reconstruction 3D proposée sur 20 patients démontre des résultats prometteurs quant à la précision de détection de primitives de bas niveau, tels que les six repères anatomiques identifiés par un expert sur chacune des vertèbres. Une amélioration significative ($p < 0,05$) de l'appariement de primitives fut observée par rapport à un appariement manuel d'un opérateur (1,4 ± 1,9 mm vs. 5,2 ± 4,6 mm au niveau thoracique ; 1,1 ± 1,3 mm vs. 3,7 ± 2,8 mm au niveau lombaire), confirmant ainsi la vérification de l'hypothèse 3 portant sur la précision accrue d'une reconstruction 3D personnalisée. Une comparaison des modèles de vertèbres 3D obtenus avec des reconstructions par IRM a permis de quantifier l'erreur point-à-surface à 1,1 mm, permettant ainsi de conclure que la technique proposée parvient à représenter avec précision la géométrie spécifique du corps vertébral.

Les deux premières études de ce projet de recherche ont porté sur la reconstruction 3D issue d'images non-calibrées pouvant provenir de cliniques à l'extérieur de Sainte-Justine. Ces études ouvrent la voie au développement de nouvelles techniques de reconstruction 3D qui pourraient obtenir l'information métrique par des approches

alternatives et ainsi servir à générer des modèles 3D précis et à l'échelle sans l'ajout d'objets encombrants. En effet, une limite de la méthode proposée repose sur le fait qu'un objet de dimension connue doit toujours être ajouté dans la scène d'acquisition afin d'obtenir des modèles à l'échelle. En effectuant l'extraction d'objets de dimensions connues qui sont visibles dans la scène radiographique, tels que l'instrumentation chirurgicale, des implants ou autres objets radio-opaques, ceci permettrait par la suite d'ajuster la reconstruction à l'échelle appropriée sans avoir à ajouter de petites plaquettes. Une autre limite importante de la technique proposée réside aussi dans la régularité des repères et du fait que les repères sont extraits juste sur le rachis. Ainsi en calibrant le système uniquement avec ces points situés sur les corps vertébraux, la reconstruction de la cage thoracique et du bassin sera affectée par des erreurs d'extrapolation. Afin d'atteindre un niveau de précision suffisant pour la modélisation complète du système musculo-squelettique, la méthode devra utiliser d'autres structures anatomiques pour le calibrage du système.

La troisième étude a permis d'investiguer l'effet en 3D des instrumentations chirurgicales pour la correction de la SIA. Cependant, cette étude analysait uniquement des indices cliniques relatifs (*i.e.*: angles), concentrée sur le rachis au niveau thoracique et lombaire, et en excluant les membres inférieurs tels que le bassin et les hanches. Plusieurs autres études rétrospectives telles que l'étude du spondylolisthesis avec des reconstructions rétrospectives en 3D du bassin aurait donc pu être envisagées en intégrant la modélisation du bassin et des têtes fémorales en 3D. En effet, l'inclusion de ces membres dans l'analyse de l'effet des différentes générations d'instrumentations chirurgicales aurait permis de représenter l'harmonie du centre de gravité du patient avec l'alignement thoraco-lombaire dans la correction de la déformation. Ces ajouts jumelés avec une évaluation plus détaillée des transformations intervertébrales permettront d'élucider le phénomène d'une perte de lordose observée avec les différents systèmes d'instrumentations. Afin de viser des études 3D multi-centres à plus grande échelle permettant non seulement l'évaluation des techniques chirurgicales, mais aussi

d'évaluer des effets de variabilité inter-chirurgiens et des aspects environnant sur le niveau de correction, plusieurs autres limites méthodologiques devront être adressées. Par exemple, l'identification manuelle demeure une lacune importante à cette technique, entrainant les problèmes de précision et de répétabilité. De plus, les images post-opératoires devront être prétraitées de façon plus sophistiquée puisque les outils chirurgicaux nuisent significativement à la visibilité des repères. En contrepartie, l'instrumentation pourrait compenser l'absence d'un objet de calibrage, permettant d'obtenir une reconstruction à l'échelle métrique et ainsi inclure des indices de distances (*i.e.*: longueur 3D, déjettement), en exploitant les dimensions connues des tiges et des vis.

En troisième lieu, l'objectif du travail était d'automatiser la procédure d'auto-calibrage en intégrant des primitives de haut niveau dans le processus d'optimisation. Cependant, l'étude préliminaire effectuée dans ce projet se basait sur une méthode de segmentation de la forme globale de la colonne vertébrale sur les images biplans qui demeure semi-supervisée, puisque les ajustements des splines paramétriques qui décrivent la courbe centrale et les contours de la colonne demeurent liés à l'interprétation de l'usager. La segmentation du corps vertébral proposée dans cette étude pour l'auto-calibrage du système radiographique permet par la suite d'extraire les silhouettes de la colonne sur le plan frontal et sagittal à partir d'images de qualité moyenne. Cependant, la méthode se base sur la supposition que les contours demeurent tout de même visibles au niveau thoracique et ne porte aucune attention particulière quant à la sévérité de la courbure thoracique ou de la région d'analyse sur le rachis. Le développement d'un meilleur outil de prédiction de la courbe thoracique incorporant l'utilisation d'une technique d'apprentissage telle que les SVM (Support Vector Machine) et des contraintes de flexibilité répliquant la géométrie et les effets morphologiques de la colonne vertébrale pourrait aussi améliorer la précision de détection.

Finalement, la méthode automatisée pour la reconstruction 3D du rachis scoliotique pourrait intégrer un modèle de variabilité de la colonne vertébrale plus élaboré qui serait basé sur l'étude d'une population scoliotique en utilisant les propriétés de la géométrie Remanienne. Ceci permettrait de mieux régulariser le processus d'optimisation séquentielle et donc rehausser le niveau de précision des résultats en améliorant la modélisation des rotations intervertébrales. L'étude ouvre aussi la voie à la modélisation d'autres structures telles que le bassin, le fémur, les têtes fémorales et la cage thoracique. Similairement à la partie précédente portant sur l'auto-calibrage, une détection complètement automatisée des splines paramétriques représentant la courbe médiane de la colonne vertébrale sur les vues biplans permettrait une meilleure précision de la reconstruction de la courbe centrale en 3D, et donc une meilleure approximation du modèle prédictif extrait de la base de données. De plus, l'étude présentée demandait à un utilisateur d'identifier manuellement un point sur les première (T1) et dernière (L5) vertèbres du rachis. Ainsi, la technique demeure partiellement supervisée et représente une lacune de ce travail. De plus, une limite importante réside dans le fait que l'approche demeure majoritairement géométrique et qu'aucune modélisation de la distribution densitométrique ni de la distribution du bruit photonique n'a été incorporé dans la détection des formes de vertèbres. L'approche de filtrage demeure aussi standard bien qu'elle utilise une diffusion anisotropique. En effet, une difficulté majeure de l'interprétation de la rotation axiale demeure la visibilité des pédicules sur les images radiographiques, plus particulièrement dans la région thoracique de la vue sagittale. Bien que la méthode proposée parvienne à bien identifier les contours du corps vertébral sur la vue frontale et sagittale, une évaluation sommaire des rotations axiales obtenues par la méthode automatisée indique que la détection des pédicules pourrait être améliorée à cet égard.

En terminant, ce projet a permis d'investiguer si des techniques de traitement d'image et de vision 3D peuvent permettre l'accès à la technologie 3D dans un environnement clinique et s'il est possible d'automatiser le processus de calibrage et de reconstruction

3D du rachis scoliotique. Deux études cliniques ont permis de conclure que des techniques de vision stéréoradiographique permettent la reconstruction 3D à partir d'images radiographiques non-calibrées avec une précision acceptable en exploitant le contenu naturel des images. De plus, on a pu exploiter les caractéristiques tridimensionnelles des pathologies musculo-squelettiques à partir d'une base de données de patients scoliotiques et ainsi établir une technique de reconstruction automatique. Cependant, une sous-classification des patrons de la base de données permettant une meilleure approximation du modèle reconstruit serait envisageable.

Chapitre 10

Conclusion et recommandations

L'objectif principal de ce projet de recherche était de proposer un système permettant une reconstruction 3D personnalisée de la colonne vertébrale à partir d'une paire d'images non-calibrées, offrant ainsi la possibilité d'évaluer en 3D le rachis scoliotique dans un environnement clinique externe standard. Une revue des connaissances technologiques et cliniques que nous avons présentées dans ce travail ainsi que la méthodologie proposée permettent d'établir un portrait complet de l'état de l'art actuel et des innovations apportées par ce projet de recherche.

Afin de vérifier la première hypothèse de recherche, une technique d'auto-calibrage a été proposée pour permettre la reconstruction 3D du rachis à partir d'images non-calibrées en exploitant des repères anatomiques identifiés manuellement sur les radiographies. Pour satisfaire les objectifs cliniques et démontrer que la technologie est cliniquement valide, deux études comparatives ont permis d'évaluer que la méthode génère des modèles statistiquement similaires aux anciennes méthodes de reconstruction 3D. Les retombées de cette approche ont été mises en évidence dans une étude clinique rétrospective, permettant d'appliquer la technique d'auto-calibrage dans le cadre d'une analyse 3D des techniques chirurgicales. L'atteinte de ce deuxième objectif a permis de confirmer la deuxième hypothèse portant sur le niveau de précision requis pour des

analyses rétrospectives. Dans l'optique de permettre le transfert de la technologie 3D en clinique de routine et ultimement dans un contexte per-opératoire, la troisième hypothèse consistait à vérifier si de nouvelles techniques en imagerie médicale offrent la possibilité d'améliorer la précision des méthodes de calibrage et de reconstruction 3D. À cet égard, la réussite des troisième et quatrième objectifs du projet portant respectivement sur l'étude et le développement de méthodes d'auto-calibrage et de reconstruction personnalisée du rachis permettent de confirmer cette dernière hypothèse. Ces développements offrant un niveau d'automatisme adéquat pourraient ainsi favoriser l'accès et l'étendue de l'analyse 3D des pathologies musculo-squelettiques.

Les principales recommandations suite au présent projet de recherche sont les suivantes :

Recommandation 1 : Une composante intégrale de l'analyse 3D du rachis scoliotique pour la planification chirurgicale demeure l'étude de la rotation axiale d'une vertèbre, plus spécifiquement pour les vertèbres apicales des régions thoracique et lombaire afin d'évaluer le degré de déviation pour les régions fusionnées. Le calcul de la rotation axiale se fait entre autre à partir de la position des pédicules par rapport à l'orientation du corps vertébral. En intégrant des modèles de variabilité de la colonne vertébrale construits à partir d'une population scoliotique, ceci pourrait améliorer la détection des pédicules dans les régions de l'image qui sont plus bruitées, en faisant appel aux paramètres de rotation et de translation intervertébrale du rachis (Boisvert, Pennec, Ayache, Labelle, et Cheriet, 2006). D'autres méthodes ont visé l'estimation de la rotation axiale par l'inférence longitudinale sur un modèle statistique basé sur la courbure de la ligne médiane de la colonne (Dumas et coll., 2008). Ceci permettrait d'analyser l'orientation de la vertèbre et ainsi localiser les pédicules par une déduction mathématique. Finalement, certaines techniques ont tenté de segmenter les pédicules par des approches de filtres de restauration en déconvoluant l'image radiographique. Ceci offrirait la possibilité d'isoler ces structures et ainsi obtenir une représentation géométrique plus complète (Dore, Duong, Cheriet, et Cheriet, 2007). Ainsi, une nouvelle

étude clinique permettrait de comparer de façon plus robuste non seulement les différentes techniques d'instrumentations mais aussi les différentes approches pour la correction de la SIA.

Recommandation 2 : Une segmentation plus élaborée du corps vertébral telle que présentée dans la littérature par (Duong, 2007) permettrait d'augmenter la robustesse et la précision de l'approche d'auto-calibrage basée sur des primitives, en combinant une série de critères de textures dans une approche par classification. Par exemple, une technique de traitement d'image incorporant la distribution globale de l'information sur la radiographie jumelée à une méthode d'apprentissage permettrait de détecter automatiquement le point de début et de fin de la structure anatomique. En ce qui concerne la méthode de détection de contours, une meilleure représentation de la densité osseuse basée sur une analyse de texture de la radiographie pourrait améliorer la distinction entre les régions et les contours vertébraux. En effet, une meilleure automatisation de la détection des silhouettes par des approches de classification basées sur des critères de textures, de contraste et de niveaux de gris pourraient améliorer la précision de segmentation et conséquemment du calibrage par reprojection de la forme globale. Parallèlement, en incluant la géométrie pelvienne dans la prédiction de la balance sagittale et par une modélisation physique qui serait contrainte par rapport à la segmentation du corps vertébral frontal, le taux de détection du profil sagittal pourrait s'améliorer en conséquence.

Recommandation 3 : Le taux de la population adolescente atteinte de scoliose idiopathique demeure relativement faible comparativement à la proportion de la population adulte atteinte de problèmes de la colonne vertébrale, ce qui inclus les cas de scoliose adulte et de douleurs lombaires causées par une dégénérescence de disques intervertébraux ou de problèmes d'ossification. Une technique automatisée permettant la personnalisation des vertèbres sur les radiographies, ainsi qu'une reconstruction 3D du rachis adulte pourraient alors adresser la demande croissante pour l'étude des cas

adultes. L'analyse 3D du rachis donnerait la possibilité d'améliorer le diagnostic et le traitement de ces pathologies musculo-squelettiques en offrant une analyse détaillée de la cinématique du mouvement du rachis adulte. Cependant la morphologie des vertèbres adultes est considérablement différente de celle de l'enfant du aux effets ostéoporotiques, et à une masse corporelle plus élevée chez l'adulte, ce qui réduit significativement la visibilité des structures osseuses. Afin d'envisager d'étendre de telles techniques pour le rachis adulte, et possiblement pour les vertèbres cervicales (traumatisme) ainsi qu'une modélisation automatisée du bassin (spondylolisthesis), voici les recommendations issues de ce travail qui devront être adressées :

- un calibrage basé sur des primitives géométriques extraites des images afin d'obtenir une reconstruction 3D de la structure anatomique en question. Ceci permettrait d'envisager une évaluation multi-centre ou rétrospective à partir d'une paire standard d'images. De plus, la technique d'auto-calibrage pourrait être améliorée en exploitant d'autres structures anatomiques telles que les côtes dans le but de calibrer et par la suite reconstruire la cage thoracique du patient avec une précision satisfaisante. Une étude comparative avec le tronc externe du patient obtenu par des caméras non-invasives (Inspeck©) permettrait de procéder à une validation adéquate de la technique;
- une analyse détaillée et approfondie de la densité osseuse spécifique à la région anatomique étudiée, ainsi qu'une modélisation de la distribution des intensités en fonction de la maturité osseuse afin d'aider à la détection des contours osseux;
- une intégration des connaissances morphologiques en 3D de structures anatomiques aux modèles *a priori* inclus dans la base de données.

À un niveau plus concret, l'objectif spécifique de ce projet fut de développer un premier système permettant d'obtenir la géométrie 3D de la colonne vertébrale automatiquement à partir d'images non-calibrées. À ce jour, les techniques de reconstruction 3D demeurent fortement supervisées par un opérateur expert en radiologie et en anatomie humaine afin d'identifier des repères ponctuels sur le corps vertébral. De plus, les

techniques stéréoradiographiques requièrent souvent un objet de dimensions connues afin de calibrer la scène radiographique, par exemple avec l'ancien système DLT, ou demeurent encombrants pour l'environement clinique, tel qu'illustré plus récemment avec le système EOS (Biospace). Grâce à un calibrage automatique de la scène radiographique qui exploite le contenu naturel des images radiographiques ainsi qu'une reconstruction rapide et personnalisée du rachis en 3D, ce projet pourrait mener à un traitement plus reproductible, plus précis et plus fidèle au contenu de l'image. De plus, l'élimination d'appareils de calibrage encombrants pour l'environnement clinique favorise l'accès à la technologie 3D dans plusieurs milieux cliniques. Ceci stimule donc le développement de nouvelles techniques de classification 3D et d'analyse pathologique en trois dimensions pour les déformations musculo-squelettiques. De plus, en ouvrant la voie vers des techniques de reconstruction 3D plus précises et plus rapides, ceci permettra d'accéder à de nouvelles avenues telles que l'assistance chirurgicale en temps réel et le recalage de modèles 3D dans un contexte per-opératoire. Ce projet pourrait aussi engendrer un impact socio-économique par la diminution du coût requis afin de posséder un système de reconstruction 3D de la colonne dans une salle radiologique. Finalement, ce projet permettra ainsi une plus grande accessibilité vers l'analyse tridimensionnelle de patients atteints de déformations musculo-squelettiques.

En ce sens, ce projet contribue grandement à améliorer les connaissances dans le domaine de l'orthopédie, des déformations scoliotiques et de l'imagerie médicale en proposant de nouvelles méthodes statistiques et de traitement d'images médicales qui permettent la détection et la reconnaissance de structures osseuses. Un des défis important du projet a été de développer des algorithmes qui sont robustes et précis à l'égard du bruit des images radiographiques, ainsi qu'à la grande variabilité de l'apparence des vertèbres scoliotiques. Dans un deuxième temps, l'approche que nous préconisons permettra aux chirurgiens d'obtenir rapidement un modèle personnalisé de la colonne vertébrale du patient en 3D à l'aide d'un système peu encombrant et offrant un niveau d'automatisme adéquat. Ceci pourra éventuellement faciliter la conduite

d'autres projets de recherche telle que pour l'assistance aux chirurgies minimalement invasives et la modélisation biomécanique dans un contexte temps-réel pour la navigation chirurgicale.

Références

Aach, T., et Kunz, D. (1996). *Spectral estimation filters for noise reduction in x-ray fluoroscopy imaging.* Paper presented at the EUSIPCO, Trieste.

Aach, T., Schiebel, U., et Spekowius, G. (1996). *Digital image acquisition and processing for medical x-ray imaging applications.* Paper presented at the Intl. Symp. Electr. Photogr. (ISEP), Cologne.

Abdel-Aziz, Y. I., et Karara, H. (1971). *Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry.* Paper presented at the Proc. ASP/UI Symp. closerange photogrammetry, Urbana,Illinois USA.

Alvarez, L., et Mazorra, L. (1994). Signal and image restoration using shock filters and anisotropic diffusion. *SIAM J. Numerical Analysis, 31*(2), 590-605.

Andre, B., Dansereau, J., et Labelle, H. (1992). Effect of radiographic landmark identification errors on the accuracy of three-dimensional reconstruction of the human spine. *Medical and Biological Engineering and Computing, 30*(6), 569-575.

Andre, B., Dansereau, J., et Labelle, H. (1994). Optimized vertical stereo base radiographic setup for the clinical three-dimensional reconstruction of the human spine. *Journal of biomechanics, 27*(8), 1023-1035.

Armstrong, M., Zisserman, A., et Hartley, R. (1996, 14-18 April 1996). *Self-calibration from image triplets.* Paper presented at the Proceedings of Fourth European Conference on Computer Vision. ECCV '96, Cambridge, UK.

Aronsson, D. D., Stokes, I. A., Ronchetti, P. J., et Richards, B. S. (1996). Surgical correction of vertebral axial rotation in adolescent idiopathic scoliosis: prediction by lateral bending films. *Journal of spinal disorders, 9*(3), 214-219.

Aubin, C. E., Dansereau, J., De Guise, J. A., et Labelle, H. (1996). A study of biomechanical coupling between spine and rib cage in the treatment by orthosis of scoliosis. *Annales de chirurgie, 50*(8), 641-650.

Aubin, C. E., Dansereau, J., de Guise, J. A., et Labelle, H. (1997). Rib cage-spine coupling patterns involved in brace treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine, 22*(6), 629-635.

Aubin, C. E., Dansereau, J., et Labelle, H. (1993). Biomechanical simulation of the effect of the Boston brace on a model of the scoliotic spine and thorax. *Annales de chirurgie, 47*(9), 881-887.

Aubin, C. E., Dansereau, J., Parent, F., Labelle, H., et de Guise, J. A. (1997). Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine. *Medical & biological engineering & computing, 35*(6), 611-618.

Aubin, C. E., Dansereau, J., Petit, Y., Parent, F., de Guise, J. A., et Labelle, H. (1998). Three-dimensional measurement of wedged scoliotic vertebrae and intervertebral disks. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society, 7*(1), 59-65.

Aubin, C. E., Descrimes, J. L., Dansereau, J., Skalli, W., Lavaste, F., et Labelle, H. (1995). Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method. *Annales de chirurgie, 49*(8), 749-761.

Aubin, C. E., Petit, Y., Stokes, I. A., Poulin, F., Gardner-Morse, M., et Labelle, H. (2003). Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 6*(1), 27-32.

Bardinet, E., Cohen, L. D., et Ayache, N. (1998). A parametric deformable model to fit unstructured 3D data. *Computer Vision and Image Understanding, 71*(1), 39-54.

Bauer, T. (2003). *Reconstruction tridimensionnelle de l'articulation du genou par stéréoradiographie: De l'apprentissage in vitro à l'application clinique dans le cas de la gonarthrose.* ENSAM, Paris.

Benameur, S., Mignotte, M., Labelle, H., et De Guise, J. A. (2005). A hierarchical statistical modeling approach for the unsupervised 3-D biplanar reconstruction of the scoliotic spine. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 52*(12), 2041-2057.

Benameur, S., Mignotte, M., Parent, S., Labelle, H., Skalli, W., et de Guise, J. (2003a). 3D/2D registration and segmentation of scoliotic vertebrae using statistical models. *Computerized Medical Imaging and Graphics, 27*(5), 321-337.

Benameur, S., Mignotte, M., Parent, S., Labelle, H., Skalli, W., et De Guise, J. A. (2003b, 14-17 Sept. 2003). *A hierarchical statistical modeling approach for the unsupervised 3D reconstruction of the scoliotic spine.* Paper presented at the Proceedings of International Conference on Image Processing, Barcelona, Spain.

Benjamin, R., Prakoonwit, S., Matalas, I., et Kitney, R. I. (1995). Object-based three-dimensional X-ray imaging. *Medical & Biological Engineering & Computing, v 34*(n 6 Issue date:Nov), 423-430.

Boisvert, J., Pennec, X., Ayache, N., Labelle, H., et Cheriet, K. (2006, 6-9 April 2006). *3D anatomical variability assessment of the scoliotic spine using statistics on Lie groups.* Paper presented at the 2006 3rd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Macro to Nano, Arlington, VA.

Boykov, Y., et Jolly, M.-P. (2001). *Interactive Graph Cuts for Optimal Boundary & Region Segmentation of Objects in N-D Images.* Paper presented at the International Conference on Computer Vision.

Brejl, M., et Sonka, M. (2000, 2-4 April 2000). *Automated initialization and automated design of border detection criteria in edge-based image segmentation.* Paper presented at the Proceedings 4th IEEE Southwest Symposium on Image Analysis and Interpretation, Austin, TX.

Brown, R. H., Burstein, A. H., Nash, C. L., et Schock, C. C. (1976). Spinal analysis using a three-dimensional radiographic technique. *Journal of biomechanics, 9*(6), 355-365.

Caponetti, L., et Fanelli, A. M. (1993). Computer-aided simulation for bone surgery. *IEEE Computer Graphics and Applications, 13*(6), 86-92.

Cardan, C., et Allen, R. (2000). Measurement of spine motion for diagnosis of mechanical problems. *J. Simulation Modeling Med., 1*(1), 15-19.

Charpak, G. (1981). Particle detection. *Recherche, 12*(128), 1384-1396.

Chatterjee, C., Roychowdhury, V. P., et Chong, E. K. P. (1997). A nonlinear Gauss-Seidel algorithm for noncoplanar and coplanar camera calibration with convergence analysis. *Computer Vision and Image Understanding, 67*(1), 58-80.

Chen, L., Armstrong, C. W., et Raftopoulos, D. D. (1994). An investigation on the accuracy of three-dimensional space reconstruction using the direct linear transformation technique. *Journal of biomechanics, 27*(4), 493-500.

Chen, S. J., et Carroll, J. D. (2000). 3-D reconstruction of coronary arterial tree to optimize angiographic visualization. *IEEE Transactions on Medical Imaging, 19*(4), 318-336.

Cheng, L., Fuchao, W., Zhanyi, H., et Tsui, H. T. (2002, 11-15 Aug. 2002). *A new approach to solving Kruppa equations for camera self-calibration.* Paper presented at the Proceedings of 16th International Conference on Pattern Recognition, Quebec City, Que., Canada.

Cheriet, F., Dansereau, J., Petit, Y., Aubin, C. E., Labelle, H., et De Guise, J. A. (1999). Towards the self-calibration of a multiview radiographic imaging system for the 3D reconstruction of the human spine and rib cage. *Int. Journal on Pattern Recognition and Artif. Intell, 13*, 761-779.

Cheriet, F., Laporte, C., Kadoury, S., Labelle, H., et Dansereau, J. (2007). A novel system for the 3-D reconstruction of the human spine and rib cage from biplanar X-ray images *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 54*(7).

Cheriet, F., et Meunier, J. (1999). Self-calibration of a biplane X-ray imaging system for an optimal three dimensional reconstruction. *Computerized medical imaging and graphics : the official journal of the Computerized Medical Imaging Society, 23*(3), 133-141.

Cheriet, F., Remaki, L., Bellefleur, C., Koller, A., Labelle, H., et Dansereau, J. (2002). A new X-ray calibration/reconstruction system for 3D clinical assessment of spinal deformities. *Studies in health technology and informatics, 91*, 257-261.

Cook, L. T., DeSmet, A. A., Tarlton, M. A., et Fritz, S. L. (1981). Assessment of scoliosis using three-dimensional analysis. *IEEE transactions on bio-medical engineering, 28*(4), 366-371.

Cootes, T. F., Beeston, C., Edwards, G. J., et Taylor, C. J. (1999, 28 June-2 July 1999). *A unified framework for atlas matching using active appearance models.* Paper presented at the Information Processing in Medical Imaging. 16th International Conference, IPMI'99, Visegrad, Hungary.

Cootes, T. F., Taylor, C. J., Cooper, D. H., et Graham, J. (1995). Active shape models-their training and application. *Computer Vision and Image Understanding, 61*(1), 38-59.

Dansereau, J., Beauchamp, A., et De Guise, J. A. (1990). *Three-dimensional reconstruction of the spine and rib cage from stereoradiographic and imaging techniques.* Paper presented at the 16th Conference of the Canadian Society of Mechanical Engineering.

Dansereau, J., et Stokes, I. A. (1988). Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage. *Journal of biomechanics, 21*(11), 893-901.

de Bruijne, M., et Nielsen, M. (2004, 23-26 Aug. 2004). *Image segmentation by shape particle filtering.* Paper presented at the Proceedings of the 17th International Conference on Pattern Recognition, Cambridge, UK.

Delorme, S., Labelle, H., et Aubin, C. E. (2002). Is Cobb angle progression a good indicator in adolescent idiopathic scoliosis? *Spine, 27*(6), E145-151.

Delorme, S., Labelle, H., Aubin, C. E., de Guise, J. A., Rivard, C. H., Poitras, B., et al. (2000). A three-dimensional radiographic comparison of Cotrel-Dubousset and Colorado instrumentations for the correction of idiopathic scoliosis. *Spine, 25*(2), 205-210.

Delorme, S., Labelle, H., Poitras, B., Rivard, C. H., Coillard, C., et Dansereau, J. (2000). Pre-, intra-, and postoperative three-dimensional evaluation of adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of spinal disorders, 13*(2), 93-101.

Delorme, S., Petit, Y., de Guise, J. A., Labelle, H., Aubin, C. E., et Dansereau, J. (2003). Assessment of the 3-D reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 50*(8), 989-998.

Delorme, S., Violas, P., Dansereau, J., de Guise, J., Aubin, C. E., et Labelle, H. (2001). Preoperative and early postoperative three-dimensional changes of the rib cage after posterior instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society, 10*(2), 101-107.

Deschenes, S., Godbout, B., Branchaud, D., Mitton, D., Pomero, V., Bleau, A., et al. (2003, 17-20 Feb. 2003). *3D reconstruction of the human spine from bi-planar radiographs: using multi-scale wavelets analysis and splines interpolators for semi-automation.* Paper presented at the Medical Imaging 2003. Image Processing, San Diego, CA.

Dore, V., Duong, L., Cheriet, F., et Cheriet, M. (2007). *Towards segmentation of pedicles on posteroanterior X-ray views of scoliotic patients.* Paper presented at the ICIAR 2007, Montreal

Dubousset, J., Charpak, G., Dorion, I., Skalli, W., Lavaste, F., Deguise, J., et al. (2005). A new imaging 2D and 3D for musculo-skeletal physiology and pathology with low radiation dose and standing position: the EOS system. *Radioprotection, 40*(2), 245-255.

Dumas, R., Aissaoui, R., Mitton, D., Skalli, W., et de Guise, J. A. (2005). Personalized body segment parameters from biplanar low-dose radiography. *IEEE transactions on bio-medical engineering, 52*(10), 1756-1763.

Dumas, R., Blanchard, B., Carlier, R., de Loubresse, C. G., Le Huec, J. C., Marty, C., et al. (2008). A semi-automated method using interpolation and optimisation for the 3D reconstruction of the spine from bi-planar radiography: a precision and accuracy study. *Medical & biological engineering & computing, 46*(1), 85-92.

Dumas, R., Mitton, D., Laporte, S., Dubousset, J., Steib, J. P., Lavaste, F., et al. (2003). Explicit calibration method and specific device designed for stereoradiography. *Journal of biomechanics, 36*(6), 827-834.

Duncan, J. S. (1987). Knowledge directed left ventricular boundary detection in equilibrium radionuclide angiocardiography. *IEEE Trans. med. Imaging., 6*(4), 325-336.

Duong, L. (2007). *Détection et classification automatique de la colonne vertébrale à partir d'images rayons X.* Unpublished dissertation, Ecole Polytechnique de Montreal, Montreal.

Faugeras, O. (1993). *Three-Dimensional Computer Vision.*

Faugeras, O., Long, Q., et Strum, P. (2000). Self-calibration of a 1D projective camera and its application to the self-calibration of a 2D projective camera. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 22*(10), 1179-1185.

Faugeras, O. D., Luong, Q. T., et Maybank, S. J. (1992, 18-23 May 1992). *Camera self-calibration: theory and experiments.* Paper presented at the Computer Vision -

ECCV '92. Second European Conference on Computer Vision Proceedings, Santa Margherita Ligure, Italy.

Fleute, M., et Lavallee, S. (1999). *Nonrigid 3-D/2-D registration of images using statistical models.* Paper presented at the Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (Lecture Notes in Computer Science).

Gang, X., Terai, J., et Heung-Yeung, S. (2000, 13-15 June 2000). *A linear algorithm for camera self-calibration, motion and structure recovery for multi-planar scenes from two perspective images.* Paper presented at the Proceedings IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. CVPR 2000, Hilton Head Island, SC.

Gauvin, C., Dansereau, J., Petit, Y., De Guise, J. A., et Labelle, H. (1998). Customized 3D radiographic reconstruction of the human pelvis. *Annales de chirurgie, 52*(8), 744-751.

Ghista, D. N., Viviani, G. R., Subbaraj, K., Lozada, P. J., Srinivasan, T. M., et Barnes, G. (1988). Biomechanical basis of optimal scoliosis surgical correction. *Journal of biomechanics, 21*(2), 77-88.

Gignac, D., Aubin, C. E., Dansereau, J., et Labelle, H. (2000). Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society, 9*(3), 185-190.

Gignac, D., Aubin, C. E., Dansereau, J., Poulin, F., et Labelle, H. (1998). A biomechanical study of new orthotic treatment approaches for the 3D correction of scoliosis. *Annales de chirurgie, 52*(8), 795-800.

Gronenschild, E. (1997). The accuracy and reproducibility of a global method to correct for geometric image distortion in the x-ray imaging chain. *Med. Phys., 24*(12).

Guo-Qing, W., JianZhong, Q., et Schramm, H. (2001, 8-14 Dec. 2001). *Generalized dynamic programming approaches for object detection: detecting spine boundaries and vertebra endplates.* Paper presented at the Proceedings of the

2001 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. CVPR 2001, Kauai, HI.

Hamadeh, A., et Cinquin, P. (1997). Kinematic study of lumbar spine using functional radiographies and 3D/2D registration. *Lecture Notes in Computer Science, 1205*, 109-118.

Han, C. Y., Lin, K. N., Wee, W. G., Mintz, R. M., et Porembka, D. T. (1991). Knowledge-based image analysis for automated boundary extraction of transesophageal echocardiographic left-ventricular images. *IEEE Transactions on Medical Imaging, 10*(4), 602-610.

Hartley, R., et Zisserman, A. (2000). *Three-Dimensional Computer Vision.*

Hartley, R. I. (1994, 2-6 May 1994). *Self-calibration from multiple views with a rotating camera.* Paper presented at the Proceedings of Third European Conference on Computer Vision Volume I, Stockholm, Sweden.

Hartley, R. I. (1997). Self-calibration of stationary cameras. *International Journal of Computer Vision, 22*(1), 5-23.

Heyden, A., et Astrom, K. (1996, 25-29 Aug. 1996). *Euclidean reconstruction from constant intrinsic parameters.* Paper presented at the Proceedings of 13th International Conference on Pattern Recognition, Vienna, Austria.

Hierholzer, E., et Luxmann, G. (1982). Three-dimensional shape analysis of the scoliotic spine using invariant shape parameters. *Journal of biomechanics, 15*(8), 583-598.

Hindmarsh, J., Larsson, J., et Mattsson, O. (1980). Analysis of changes in the scoliotic spine using a three-dimensional radiographic technique. *Journal of biomechanics, 13*(3), 279-290.

Howe, B., Gururajan, A., Sari-Sarraf, H., et Long, L. R. (2004, 28-30 March 2004). *Hierarchical segmentation of cervical and lumbar vertebrae using a customized generalized Hough transform and extensions to active appearance models.* Paper presented at the Proceedings of the IEEE Southwest Symposium on Image Analysis and Interpretation.

Hurtut, T., Cheriet, F., Joncas, J., et Dansereau, J. (2003). *Enhancement and segmentation of scar color images after a scoliosis surgery.* Paper presented at the Digital Imaging Computing: Technique and Applications.

Huynh, T. N., Dansereau, J., et Maurais, G. (1997). Development of a vertebral endplate 3-D reconstruction technique. *IEEE transactions on medical imaging, 16*(5), 689-696.

Johnsson, R., Selvik, G., Stromqvist, B., et Sunden, G. (1990). Mobility of the lower lumbar spine after posterolateral fusion determined by roentgen stereophotogrammetric analysis. *Spine, 15*(5), 347-350.

Kadoury, S., Cheriet, F., Laporte, C., et Labelle, H. (2007). A versatile 3-D reconstruction system of the spine and pelvis for clinical assessment of spinal deformities. *Medical and biological engineering and computing, 45*(6), 591-602.

Kalifa, G., Charpak, Y., Maccia, C., Fery-Lemonnier, E., Bloch, J., Boussard, J. M., et al. (1998). Evaluation of a new low-dose digital x-ray device: first dosimetric and clinical results in children. *Pediatric radiology, 28*(7), 557-561.

Karrholm, J. (1989). Roentgen stereophotogrammetry. Review of orthopedic applications. *Acta orthopaedica Scandinavica, 60*(4), 491-503.

King, H. A. (1988). Selection of fusion levels for posterior instrumentation and fusion in idiopathic scoliosis. *The Orthopedic clinics of North America, 19*(2), 247-255.

King, H. A., Moe, J. H., Bradford, D. S., et Winter, R. B. (1983). The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *The Journal of bone and joint surgery. American volume, 65*(9), 1302-1313.

Kita, Y. (1996). Elastic-model driven analysis of several views of a deformable cylindrical object. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 18*(12), 1150-1162.

Koenderinck, J. (1984). The structure of images. *Biological Cybernetics, 50*, 363-370.

Kruger, R. A. *Overview of medical imaging techniques: Principles of image formation.*

Kunz, D., Eck, K., Fillbrandt, H., et Aach, T. (2003). *A nonlinear multi-resolution gradient adaptive filter for medical images* Paper presented at the Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering.

Labelle, H., Dansereau, J., Bellefleur, C., de Guise, J., Rivard, C. H., et Poitras, B. (1995). Peroperative three-dimensional correction of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Dubousset procedure. *Spine, 20*(12), 1406-1409.

Labelle, H., Dansereau, J., Bellefleur, C., et Jequier, J. C. (1995). Variability of geometric measurements from three-dimensional reconstructions of scoliotic spines and rib cages. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society, 4*(2), 88-94.

Labelle, H., Dansereau, J., Bellefleur, C., et Poitras, B. (1992). 3-D study of the immediate effect of the Boston brace on the scoliotic lumbar spine. *Annales de chirurgie, 46*(9), 814-820.

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

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

Laporte, S. (2002). *Reconstruction 3D du squelette Humain pour la Biomécanique par Radiographie Biplane à Dose Minimale d'irradiation.* Unpublished dissertation, ENSAM, Paris.

Laporte, S., Skalli, W., de Guise, J. A., Lavaste, F., et Mitton, D. (2003). A biplanar reconstruction method based on 2D and 3D contours: application to the distal femur. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 6*(1), 1-6.

Laurentini, A. (1994). The visual hull concept for silhouette-based image understanding. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence, 16*(2), 150–162.

Lavallee, S., Szeliski, R., et Brunie, L. (1993, 16-17 Sept. 1991). *Matching 3-D smooth surfaces with their 2-D projections using 3-D distance maps.* Paper presented at the Geometric Reasoning for Perception and Action. Workshop, Grenoble, France.

Le Bras, A., Laporte, S., Bousson, V., Mitton, D., De Guise, J. A., Laredo, J. D., et al. (2004). 3D reconstruction of the proximal femur with low-dose digital stereoradiography. *Computer aided surgery : official journal of the International Society for Computer Aided Surgery, 9*(3), 51-57.

Lei, W., Kang, S. B., Heung-Yeung, S., et Xu, G. (2004). Error analysis of pure rotation-based self-calibration. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 26*(2), 275-280.

Lenke, L. G., Betz, R. R., Harms, J., Bridwell, K. H., Clements, D. H., Lowe, T. G., et al. (2001). Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *The Journal of bone and joint surgery. American volume, 83-A*(8), 1169-1181.

Li, G., et Zucker, S. (2006). Contextual Inference in Contour-Based Stereo Correspondence. *Journal of Computer Vision, 69*, 59-75.

Li, H., Wu, F.-C., et Hu, Z.-Y. (2000). A new linear camera self-calibration technique. *Chinese Journal of Computers, 23*(11), 1121-1129.

Li, M., Kambhamettu, C., et Stone, M. (2006). Nonrigid motion recovery for 3D surfaces. *Image and Vision Computing, v 25*(n 3), 250-261.

Liebowitz, D., et Zisserman, A. (1998, 23-25 June 1998). *Metric rectification for perspective images of planes.* Paper presented at the Proceedings 1998 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, Santa Barbara, CA.

Livyatan, H., Yaniv, Z., et Joskowicz, L. (2003). Gradient-Based 2-D/3-D Rigid Registration of Fluoroscopic X-Ray to CT. *IEEE Trans. Medical Imaging., 22*(11), 1395-1406.

Lourakis, M. A., et Deriche, R. (2000). *Camera self-calibration using the singular value decomposition of the fundamental matrix.* Paper presented at the 4th Asian Conference on Computer Vision, Taipei, Taiwan.

Luong, Q. T., et Faugeras, O. D. (1997). Self-calibration of a moving camera from point correspondences and fundamental matrices. *International Journal of Computer Vision, 22*(3), 261-289.

Malis, E., et Cipolla, R. (2002). Camera self-calibration from unknown planar structures enforcing the multiview constraints between collineations. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 24*(9), 1268-1272.

Marcil, E. (1996). *Incorporation du déplacement du patient dans la reconstruction radiographique 3D de la cage thoracique et du rachis humain.* EPM, Montreal.

Marquardt, D. W. (1963). Algorithm for Least-Squares Estimation of Nonlinear Parameters. *J. Soc. Indust. Appl. Math, 11*, 431-441.

Martelli, A. (1976). An application of heuristic search methods to edge and contour detection. *Commun. ACM, 19*, 73-83.

Martin, W. N., et Aggarwal, J. K. (1983). Volumetric descriptions of objects from multiple views. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, PAMI-5*(2), 150-158.

Marzan, G. T. (1976). *Rational design for close-range photogrammetry.* Dept. Civil Eng., Univ. Illinois, Urbana-Champaign, IL.

Maybank, S. J., et Faugeras, O. D. (1992). A theory of self-calibration of a moving camera. *International Journal of Computer Vision, 8*(2), 123-151.

Mitton, D., Deschenes, S., Laporte, S., Godbout, B., Bertrand, S., de Guise, J. A., et al. (2006). 3D reconstruction of the pelvis from bi-planar radiography. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 9*(1), 1-5.

Mitton, D., Landry, C., Veron, S., Skalli, W., Lavaste, F., et De Guise, J. A. (2000). 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Medical and Biological Engineering and Computing, 38*(2), 133-139.

Mitulescu, A., Semaan, I., De Guise, J. A., Leborgne, P., Adamsbaum, C., et Skalli, W. (2001). Validation of the non-stereo corresponding points stereoradiographic 3D reconstruction technique. *Medical & biological engineering & computing, 39*(2), 152-158.

Mitulescu, A., Skalli, W., Mitton, D., et De Guise, J. A. (2002). Three-dimensional surface rendering reconstruction of scoliotic vertebrae using a non stereo-corresponding points technique. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society, 11*(4), 344-352.

Moons, T., Van Gool, L., Proesmans, M., et Pauwels, E. (1996). Affine reconstruction from perspective image pairs with a relative object-camera translation in between. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 18*(1), 77-83.

Muggleton, J. M., et Allen, R. (1997). Automatic location of vertebrae in digitized videofluoroscopic images of the lumbar spine. *Medical Engineering and Physics, 19*(1), 77-89.

Niemaun, H., Bunke, H., Hofmann, I., Sagerer, G., Wolf, F., et Feistel, H. (1985). A knowledge based system for analysis of gated blood pool studies. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence, 7*(3), 246-259.

Nikkhade-Dehkordi, B., Bro-Nielsen, M., et Darvann, T. (1996). *3-D reconstruction of the femoral bone using two X-ray images from orthogonal views.* Paper presented at the Comput. Assist. Radiol., Jun. 26–29.

Nodé-Langlois, L. (2003). *Analyse Tridimensionnelle des déviations angulaires des axes du membre inférieur en pré-per et post-opératoire.* Unpublished dissertation, ENSAM, Paris.

Novosad, J., Cheriet, F., Petit, Y., et Labelle, H. (2004). Three-dimensional (3-D) reconstruction of the spine from a single X-ray image and prior vertebra models. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 51*(9), 1628-1639.

O'Donnell, M., Gore, J. C., et Adams, W. J. (1986). Toward an automated analysis system for nuclear magnetic resonance imaging. II. Initial segmentation algorithm. *Medical Physics, 13*(3), 293-297.

Ortendahl, D., et Carlson, J. (1987). *Segmentation of magnetic resonance images using fuzzy clustering.* Paper presented at the Proc. Information Processing in Medical Imaging.

Osher, S., et Sethian, J. (1988). Fronts propagation with curvature dependent speed: algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations. *Computational Physics, 79*, 12-49.

Papin, P., Labelle, H., Delorme, S., Aubin, C. E., de Guise, J. A., et Dansereau, J. (1999). Long-term three-dimensional changes of the spine after posterior spinal instrumentation and fusion in adolescent idiopathic scoliosis. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society, 8*(1), 16-21.

Pearcy, M. J. (1985). Stereo radiography of lumbar spine motion. *Acta orthopaedica Scandinavica. Supplementum, 212*, 1-45.

Pearcy, M. J., et Whittle, M. W. (1982). Movements of the lumbar spine measured by three-dimensional X-ray analysis. *Journal of biomedical engineering, 4*(2), 107-112.

Perona, P., et Malik, J. (1990). Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 12*(7), 629-639.

Petit, Y., Aubin, C. E., et Labelle, H. (2002). Relation between patient positioning, trunk flexibility and surgical correction of the scoliotic spine. *Studies in health technology and informatics, 88*, 400-403.

Petit, Y., Aubin, C. E., et Labelle, H. (2004). Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine. *Medical & biological engineering & computing, 42*(1), 55-60.

Pollefeys, M., et Van Gool, L. (1997, 10-12 Sept. 1997). *Self-calibration from the absolute conic on the plane at infinity.* Paper presented at the Computer Analysis of Images and Patterns. 7th International Conference, CAIP '97 Proceedings, Kiel, Germany.

Pollefeys, M., Van Gool, L., et Oosterlinck, A. (1996, 25-29 Aug. 1996). *The modulus constraint: a new constraint self-calibration.* Paper presented at the Proceedings of 13th International Conference on Pattern Recognition, Vienna, Austria.

Pomero, V., Mitton, D., Laporte, S., de Guise, J. A., et Skalli, W. (2004). Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon), 19*(3), 240-247.

Poncet, P., Dansereau, J., et Labelle, H. (2001). Geometric torsion in idiopathic scoliosis: three-dimensional analysis and proposal for a new classification. *Spine, 26*(20), 2235-2243.

Poulin, F., Aubin, C. E., Stokes, I. A., Gardner-Morse, M., et Labelle, H. (1998). Biomechanical modeling of instrumentation for the scoliotic spine using flexible elements: a feasibility study. *Annales de chirurgie, 52*(8), 761-767.

Qiang, J., Costa, M. S., Haralick, R. M., et Shapiro, L. G. (1999, 18-20 June 1998). *An integrated linear technique for pose estimation from different geometric features.* Paper presented at the Vision Interface '98, Vancouver, BC, Canada.

Ragnarsson, J. I., Eliasson, P., Karrholm, J., et Lundstrom, B. (1992). The accuracy of measurements of femoral neck fractures. Conventional radiography versus roentgen stereophotogrammetric analysis. *Acta orthopaedica Scandinavica, 63*(2), 152-156.

Remaki, L., et Cheriet, M. (2003). Numerical schemes of shock filter models for image enhancement and restoration. *Journal of Mathematical Imaging and Vision, 18*(2), 15.

Rillardon, L., Campana, S., Mitton, D., Skalli, W., et Feydy, A. (2005). Evaluation of the intervertebral disc spaces with a low dose radiographic system. *Journal de radiologie, 86*(3), 311-319.

Ryd, L. (1992). Roentgen stereophotogrammetric analysis of prosthetic fixation in the hip and knee joint. *Clinical orthopaedics and related research*(276), 56-65.

Sederberg, T. W., et Parry, S. R. (1986). *Free-form deformation of solid geometric models*, Proc. SIGGRAPH '86.

Seitz, S. M., Curless, B., Diebel, J., Scharstein, D., et Szeliski, R. (2006). *A comparison and evaluation of multi-view stereo reconstruction algorithms.* Paper presented at the Proceedings of Computer Vision and Pattern Recognition, New York.

Selvik, G. (1989). Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system. *Acta orthopaedica Scandinavica. Supplementum, 232*, 1-51.

Selvik, G. (1990). Roentgen stereophotogrammetric analysis. *Acta radiologica (Stockholm, Sweden : 1987), 31*(2), 113-126.

Selvik, G., Alberius, P., et Aronson, A. S. (1983). A roentgen stereophotogrammetric system. Construction, calibration and technical accuracy. *Acta radiologica: diagnosis, 24*(4), 343-352.

Shu-Fai, W., et Kwan-Yee, W. (2004, 6-9 Dec. 2004). *Segmenting lumbar vertebrae in digital video fluoroscopic images through edge enhancement.* Paper presented at the 2004 8th International Conference on Control, Automation, Robotics and Vision (ICARCV), Kunming, China.

Sijbers, J., Verhoye, M., Scheunders, P., Van der Linden, A., Van Dyck, D., et Raman, E. (1997). Watershed-based Segmentation of 3D MR Data for Volume Quantization. *Magnetic Resonance Imaging, 15*(6), 679-688.

Simonis, C., et Allen, R. (1993). *Calculation of planar spine kinematic parameters using videofluoroscopic images and parallel computation.* Paper presented at the Proceedings of the Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology.

Smyth, P. P., Taylor, C. J., et Adams, J. E. (1997). Automatic measurement of vertebral shape using active shape models. *Image and Vision Computing, 15*(8), 575-581.

Staib, L. H., et Duncan, J. S. (1996). Model-based deformable surface finding for medical images. *IEEE Transactions on Medical Imaging, 15*(5), 720-731.

Stokes, I. A., Bigalow, L. C., et Moreland, M. S. (1987). Three-dimensional spinal curvature in idiopathic scoliosis. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society, 5*(1), 102-113.

Stokes, I. A., Gardner-Morse, M., Aubin, C. E., Poulin, F., et Labelle, H. (1999). Biomechanical simulations for planning of scoliosis surgery. *Research Into Spinal Deformities*, 343–346.

Stokes, I. A., Wilder, D. G., Frymoyer, J. W., et Pope, M. H. (1981). 1980 Volvo award in clinical sciences. Assessment of patients with low-back pain by biplanar radiographic measurement of intervertebral motion. *Spine, 6*(3), 233-240.

Sturm, P. F., et Maybank, S. J. (1999, 23-25 June 1999). *On plane-based camera calibration: A general algorithm, singularities, applications.* Paper presented at the Proceedings. 1999 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, Fort Collins, CO.

Sudhoff, I., Van Driessche, S., Laporte, S., de Guise, J. A., et Skalli, W. (2007). Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait. *Gait & posture, 25*(4), 533-543.

Szekely, G., Kelemen, A., Brechbuhler, C., et Gerig, G. (1995, 3-6 April 1995). *Segmentation of 3D objects from MRI volume data using constrained elastic deformations of flexible Fourier surface models.* Paper presented at the Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine. First International Conference, CVR Med'95, Nice, France.

Takeshita, K., Lenke, L. G., Bridwell, K. H., Kim, Y. J., Sides, B., et Hensley, M. (2006). Analysis of patients with nonambulatory neuromuscular scoliosis surgically treated to the pelvis with intraoperative halo-femoral traction. *Spine, 31*(20), 2381-2385.

Teo, P. C., Sapiro, G., et Wandell, B. A. (1997). Creating connected representations of cortical gray matter for functional MRI visualization. *IEEE Transactions on Medical Imaging, 16*(6), 852-863.

Terzopoulos, D., Witkin, A., et Kass, M. (1988). Constraints on deformable models: recovering 3D shape and nonrigid motion. *Artificial Intelligence, 36*(1), 91-123.

Tomazevic, D., Likar, B., et Pernus, F. (2005, 26-29 Oct. 2005). *Reconstruction-based 3D/2D image registration.* Paper presented at the Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI 2005. 8th International Conference. Proceedings, Part II, Palm Springs, CA.

Tomazevic, D., Likar, B., Slivnik, T., et Pernus, F. (2003). 3-D/2-D registration of CT and MR to X-ray images. *IEEE Transactions on Medical Imaging, 22*(11), 1407-1416.

Triggs, B. (1997, 17-19 June 1997). *Autocalibration and the absolute quadric.* Paper presented at the Proceedings of IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, San Juan, Puerto Rico.

Triggs, B. (1998, 2-6 June 1998). *Autocalibration from planar scenes.* Paper presented at the Computer Vision - ECCV'98 5th European Conference on Computer Vision, Freiburg, Germany.

Trivedi, H. P. (1990). A semi-analytic method of determining stereo camera geometry from matched points in a pair of images: coincident meridional planes, exact or noisy data. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing, 51*(3), 299-312.

Trochu, F. (1993). A contouring program based on dual kriging interpolation. *Engineering with Computers, 9*(3), 160-177.

Uvehammer, J., Karrholm, J., et Brandsson, S. (2000). In vivo kinematics of total knee arthroplasty. Concave versus posterior-stabilised tibial joint surface. *The Journal of bone and joint surgery. British volume, 82*(4), 499-505.

Vaiton, M. A.-L., Dansereau, J., Grimard, G., Beausejour, M., et Labelle, H. (2004). Evaluation of a fast clinical acquisition technique for the 3-D reconstruction of scoliotic spines. *Innovation and Technology in Biology and Medicine, 25*, 150-162.

Valstar, E. R., Vrooman, H. A., Toksvig-Larsen, S., Ryd, L., et Nelissen, R. G. (2000). Digital automated RSA compared to manually operated RSA. *Journal of biomechanics, 33*(12), 1593-1599.

Vanderby, R., Jr., Daniele, M., Patwardhan, A., et Bunch, W. (1986). A method for the identification of in-vivo segmental stiffness properties of the spine. *Journal of biomechanical engineering, 108*(4), 312-316.

Vaughan, J. J., Winter, R. B., et Lonstein, J. E. (1996). Comparison of the use of supine bending and traction radiographs in the selection of the fusion area in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine, 21*(21), 2469-2473.

Veron, S. (1997). *Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical supérieur.* Unpublished dissertation, ENSAM, Paris.

Weickert, J. (1999). Coherence-enhancing diffusion filtering. *Computer Vision and Image Understanding, 31*, 111-127.

Wells, W. M., Grimson, W., Kikinis, R., et Jolesz, F. A. (1994). *Statistical intensity correction and segmentation of MRI data.* Paper presented at the SPIE: Visualization of Biomedical Computing.

Weng, J., Ahuja, N., et Huang, T. S. (1993). Optimal motion and structure estimation. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 15*(9), 864-884.

Wood, G. A., et Marshall, R. N. (1986). The accuracy of DLT extrapolation in three-dimensional film analysis. *Journal of Biomechanics, 19*(9), 781-785.

Xu, C., et Prince, J. (1997). *A generalized gradient vector flow for Active Contour Models.* Paper presented at the Proc. Conf. Information Sciences and Systemes.

Yachida, M., Ykeda, M., et Tsuji, S. (1980). Plan-guided analysis of cineangiograms for measurement of dynamic behavior of the heart wall. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence, 2*, 537-543.

Yalin, Z., Nixon, M. S., et Allen, R. (2004). Automated segmentation of lumbar vertebrae in digital videofluoroscopic images. *IEEE Transactions on Medical Imaging, 23*(1), 45-52.

Zeng, X., Staib, L. H., Schultz, R. T., et Duncan, J. S. (1998, 11-13 Oct. 1998). *Segmentation and measurement of the cortex from 3D MR images.* Paper presented at the Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI'98. First International Conference. Proceedings, Cambridge, MA.

Zhang, Z. (2000). A flexible new technique for camera calibration. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 22*(11), 1330-1334.

Zheng, G. (2006, 8-11 Oct. 2006). *Reconstruction of patient-specific 3D bone model from biplanar X-ray images and point distribution models.* Paper presented at the 2006 International Conference on Image Processing, Atlanta, GA.

Zhu, S. C., Lee, T. S., et Yuille, A. L. (1995, 20-23 June 1995). *Region competition: unifying snakes, region growing, energy/Bayes/MDL for multi-band image segmentation.* Paper presented at the Proceedings of IEEE International Conference on Computer Vision, Cambridge, MA.

Zucker, S., et Hummel, R. (1981). A three-dimensional edge operator. *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence, 3*(3), 324-330.

Annexes

Annexe I

Présentation du résumé 1 – Prediction of the T2-T12 Kyphosis in Adolescent Idiopathic Scoliosis using a Multivariate Regression Model

La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de ce résumé de conférence est évaluée à 90%. Cet article a été publié dans un chapitre du livre issu de la conférence « International Research Society on Spinal Deformities » au mois de juillet 2008.

Remarques : Ce résumé de conférence présente un modèle de régression non-linéaire construit à partir de données de la courbure thoracique frontale, de la lordose lombaire et de la pente de la première vertèbre lombaire afin de prédire la cyphose thoracique entre les vertèbres T2 et T12. La validation du modèle fut effectuée sur des patients démontrant des profils sagittaux normaux, hypo-cyphotiques et hyper-cyphotiques. Les résultats démontrent que le modèle de régression basé sur des variables dépendantes est en mesure de prédire avec une précision clinique satisfaisante la cyphose thoracique dans l'optique d'une détection et classification automatique de la courbe thoracique sur la vue sagittale.

PREDICTION OF THE T2-T12 KYPHOSIS IN ADOLESCENT IDIOPATHIC SCOLIOSIS USING A MULTIVARIATE REGRESSION MODEL

Samuel Kadoury[1, 2], Farida Cheriet [1, 2], Hubert Labelle [2].

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

(2) Sainte-Justine Hospital Research Centre, 3175 Côte-Sainte-Catherine, Montreal, (Quebec), Canada, H3T 1C5.

This paper was supported in part by the Fonds Québecois de la Recherche sur la Nature et les Technologies (FQRNT).

Corresponding author: Samuel Kadoury
Telephone: 1 + (514) 773-0341
Fax: 1 + (514) 345 4755
E-mail: samuel.kadoury@polymtl.ca

ABTRACT

The paper presents a nonlinear regression model built on the coronal thoracic curvature, the lumbar lordosis and the slope of the first lumbar vertebra in order to estimate the thoracic kyphosis measure between T2 and T12. To train the proposed model, a large database containing scoliotic spines demonstrating several types of scoliotic deformities was used to train the proposed system by a cross-validation method. Validation was performed on patients exhibiting three different types of sagittal thoracic profiles: normal, hypo-kyphotic, and hyper-kyphotic. Results show that a multivariate regression model based on dependent variables is able to predict with a reasonable accuracy the sagittal thoracic kyphosis for the automatic assessment and classification of the spinal curve.

Introduction

Analyzing the coronal and sagittal profile of a scoliotic spine on X-ray images is necessary for evaluating and assessing the patient's preoperative deformity or postoperative correction in adolescent idiopathic scoliosis. However due to several anatomical structures overlapping in the thoracic region of the spine, increased body fat and irregular dosage of the X-ray beam, it is not uncommon to have the vertebrae in the upper thoracic region of the spine occluded on the sagittal X-ray image. This makes the automatic identification and classification of the sagittal kyphotic curve at times quite difficult. However several other global or local clinical indices may be able to give an indication of the tendency for the kyphosis measurement. Jansen *et al.* have found that significant correlations were present between preoperative kyphosis and lordosis ($r = 0.421$; $p = 0.021$), while postoperative correlations were even stronger ($r = 0.591$; $p = 0.001$) [1]. These results were confirmed by Jang *et al.* who also found that significant preoperative correlations existed between kyphosis and lordosis ($r = 0.628$; $p = 0.0003$), as well as in postoperative measurements [2]. Furthermore, a well known correlation exists between the thoracic curvature measurements in the coronal and

sagittal plane. Previous studies have therefore attempted to predict the thoracic kyphosis using the main thoracic Cobb angle between T4 and T12 and the Debrunner kyphometer using linear regression analyses [3].

Contrary to linear analyses, nonlinear regression models are a form of regression analysis where observational data are modeled by a nonlinear function combining various model parameters and depend on multiple variables. The objective of this study is to evaluate the feasibility of a multivariate nonlinear predictor based on the visible information collected from the X-ray images in order to estimate the thoracic kyphosis measurement between the T2 and T12 vertebrae on the sagittal image plane. This work is made towards an automatic classification of the sagittal spinal curve.

Materials and methods

Identification of prior information

The spinal curve going from T1 to L5 is first identified semi-automatically on the coronal X-ray image using a 2D cubic B-spline to ease user adjustments on a graphical interface [4]. The curve passes through the centers of the vertebral bodies and its inflexion points, computed by the 2nd derivative of the curve, are able to distinguish three different spinal regions: the upper thoracic, main thoracic (C_{MT}) and lumbar curve. A similar method is used to determine the lumbar curve on the sagittal X-ray from L1 to L5 in order to subsequently compute the lumbar lordosis angle ($L_{TL/L}$). The perpendicular line to the sagittal lumbar curve at the location of L1 is used to determine the orientation θ_{T12} of the caudal endplate vertebra of T12 (Figure 1).

Multivariate regression model

The main thoracic Cobb angle (C_{MT}) taken on the coronal X-ray image as well as on the lumbar lordosis ($L_{TL/L}$) computed on the sagittal image is then used to built a reliable predictor of the constrained thoracic kyphosis angle between T2 and T12 ($K_{T2\text{-}T12}$) by

training a nonlinear multi-variant regression model by cross-validation. In order to take into account sagittal balance and the orientation of the lumbar curve, the slope of T12 was also integrated in the model. The nonlinear regression model is defined by Eq(1):

$$\mathrm{K}^{i}_{T2\text{-}T12} = \alpha + f(\{C^{i}_{MT}, L^{i}_{TL/L}, \theta_{T12}\}; \beta) + \varepsilon_{i} \quad (1)$$

where α is the intersect, f the nonlinear regression function and β the variable parameters. The residual error term ε_i is:

$$\varepsilon_{i} = \mathrm{K}^{i}_{T2\text{-}T12} - f(\{C^{i}_{MT}, L^{i}_{TL/L}, \theta_{T12}\}; \beta) \quad (2)$$

and the empirically determined regression function is defined as:

$$f(\{C^{i}_{MT}, L^{i}_{TL/L}, \theta_{T12}\}; \beta) = \beta_0 \exp^{-\beta_1 * L^{i}_{TL/L} - \beta_2 \theta^{i}_{T12}} + \beta_3 \exp^{-0.1 * C^{i}_{MT}} \quad (3)$$

A database containing 732 scoliotic spines demonstrating several types of scoliotic deformities was used to train the proposed system. The database was separated into two parts, with training and testing subset of 366 scoliotic spines. Training of the model was performed by cross-validation which consists in dividing the training data into N disjoint parts of equal size. For each part, a model is built from the N-1 other folds, and evaluated on the remaining fold. This procedure was repeated for all N folds. In our case, $N = 5$. The final model was obtained using the entire data.

Constrained kyphosis measurement

Once the angular value of the kyphosis measurement $K_{T2\text{-}T12}$ is obtained from the regression model, the measurement is constrained between the orientation θ_{T12} at T12 and the 2D position of the T2 vertebra on the sagittal image. The position of T2 is obtained by the epipolar line corresponding to the location of T2 identified on the

coronal X-ray. In the current work, the epipolar geometry can be computed since the calibration of the radiographic acquisition scene is known [5]. Figure 1 illustrates the proposed methodology.

Results

The parameters of the non-linear predictive model were determined by minimizing the residual errors obtained from the training dataset (366 models). The multivariate model was subsequently tested on three types of scoliotic patients in order to evaluate its accuracy: (1) normal; (2) hypo-kyphotic; (3) hyper-kyphotic. Table 1 presents the accuracy results obtained from the different experiments. The cross-validation accuracy (ratio of correctly predicted angle within 5°) computed from the training dataset on 366 scoliotic spines was of 0.98. The accuracy on the testing datasets is presented for hypo-kyphotic curves (40 spines, kyphosis range 0–10°), for normal kyphotic curves (257 spines, kyphosis range 10–40°) as well as for hyper-kyphotic curves (69 spines, kyphosis > 40°).

Discussion

The regressed best-fit model obtained from the exponential-based equation is able to replicate various types of kyphotic profiles in the scoliotic population. When comparing the results obtained from the different groups, the predictive model seems to estimate more accurately normal kyphotic curves to hypo or hyper-kyphotic profiles. This can be explained by the significantly lower number of training data available for these two extreme types of patients.

This paper presents promising results for a multivariate regression model which is able to predict the sagittal thoracic kyphosis between T2 and T12 built on the thoracic Cobb and lumbar lordosis measures. Although the estimate is not perfectly accurate, it falls

within a reasonable range to adequately assess the sagittal curve of the spine. Future development includes building the predictive model from an automatic detection of the coronal spinal curve and using support vector machines (SVM) for training the predictive model [6].

Acknowledgments

This research was funded by the *Fonds Québecois de la Recherche sur la Nature et les Technologies* and *MENTOR*, a strategic training program of the Canadian Institutes of Health Research.

References

[1] Jansen R., Van Rhijn L., Van Ooij A. Predictable Correction of the Unfused Lumbar Lordosis After Thoracic Correction and Fusion in Scheuermann Kyphosis, Spine. 31(11):1227-1231, 2006.

[2] Jang J., Lee S., Min J., Maeng D. Changes in sagittal alignment after restoration of lower lumbar lordosis in patients with degenerative flat back syndrome, J. Neurosurg Spine. 7(4):387-392, 2007.

[3] Korovessis P., Petsinis G., Papazisis Z., Baikousis A. Prediction of thoracic kyphosis using the Debrunner kyphometer. J Spinal Disord. 14(1):67-72, 2001.

[4] Kadoury S., Cheriet F., Laporte C., Labelle H. A Versatile 3-D Reconstruction System of the Spine and Pelvis for Clinical Assessment of Spinal Deformities, Med. Biol. Eng. Comp., 45(6):591-602, 2007.

[5] Trucco E., Verri A. *Introductory techniques for 3D computer vision.* Prentice Hall, Upper Saddle River, 1998.

[6] Vapnik V. *The nature of statistical learning theory*, 2nd Edition, Springer-Verlag, 1997.

Figures

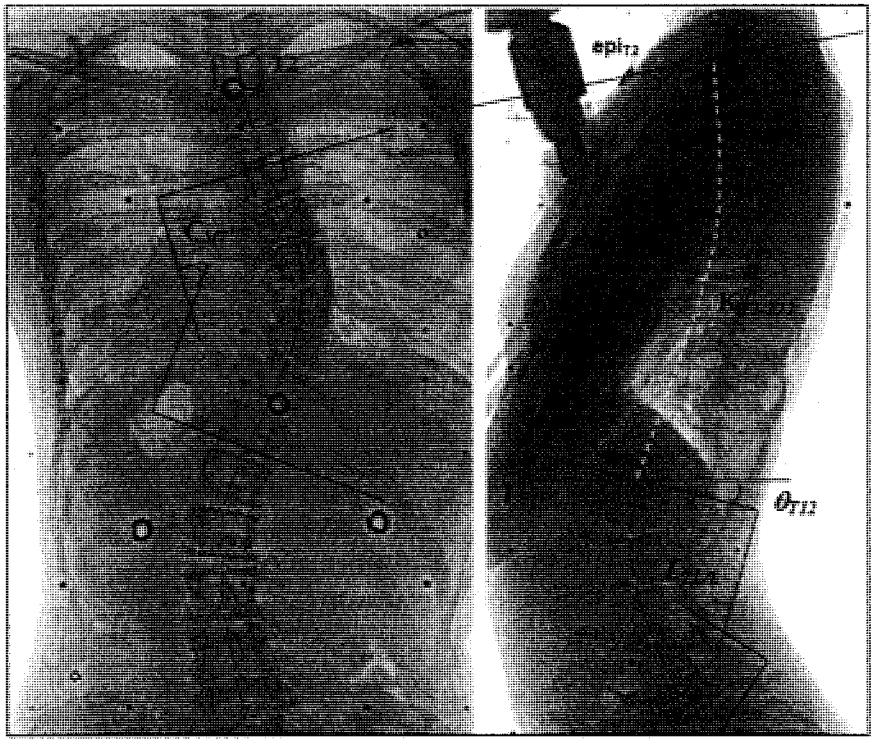


Figure 1. Prior information collected on the coronal and sagittal X-ray images.

Tables

Table 1. Accuracy results for the nonlinear multivariate regression model.

	Training	**Hypo-kyphotic**	**Normal**	**Hyper-kyphotic**
Sample size (*N*)	366	40	257	69
Accuracy (°)	0.98	0.78	0.89	0.76

Annexe II

Présentation du résumé 2 – Self-calibration of a biplanar radiographic system for clinical 3D assessment of the scoliotic spine

La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de ce résumé de conférence est évaluée à 90%. Cet article a été publié dans un chapitre du livre issu de la conférence « Computer Assisted Radiology and Surgery » au mois de juin 2008.

Remarques : Ce résumé de conférence présente une étude évaluant la faisabilité d'un algorithme d'auto-calibrage ancré sur une technique de reconnaissance de contours vertébraux générée à partir d'un algorithme d'évolution de surface. Un filtre de restauration à base d'EDP est d'abord appliqué afin de rehausser les contours osseux et réduire le niveau de bruit, permettant ainsi d'augmenter la probabilité de détecter les formes de vertèbres. En exploitant des descripteurs de Fourier en 3D, des modèles *a priori* de vertèbres ont pu être déformé afin d'épouser les contours vertébraux sur les images biplans. Une nouvelle fonction de coût basée sur des critères sur l'image est proposée afin d'ajuster les paramètres géométriques de la configuration radiographique. Les résultats préliminaires semblent démontrer une amélioration de la précision du processus de calibrage au niveau lombaire avec des erreurs en dessous de 1 mm sur un spécimen cadavérique, alors que la détection ouvre la voie vers une reconstruction automatisée du rachis scoliotique.

SELF-CALIBRATION OF A BIPLANAR RADIOGRAPHIC SYSTEM FOR CLINICAL 3D ASSESSMENT OF THE SCOLIOTIC SPINE

Samuel Kadoury[1, 2], Farida Cheriet [1, 2], Hubert Labelle [2].

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

(2) Sainte-Justine Hospital Research Centre, 3175 Côte-Sainte-Catherine, Montreal, (Quebec), Canada, H3T 1C5.

This paper was supported in part by the Fonds Québecois de la Recherche sur la Nature et les Technologies (FQRNT) and MENTOR, a strategic training program of the Canadian Institutes of Health Research.

Corresponding author: Samuel Kadoury
Telephone: 1 + (514) 773-0341
Fax: 1 + (514) 345 4755

E-mail: samuel.kadoury@polymtl.ca

1. Purpose

The 3D reconstruction of the scoliotic spine from uncalibrated biplanar X-ray images allows the three-dimensional evaluation of spinal deformities in any clinical setup without requiring a cumbersome calibration object [1]. However, this method requires an expert to manually identify and match landmarks on each vertebra in order to calibrate and subsequently reconstruct a model in 3D. This task is not only time-consuming, tedious and error-prone, but cannot assure the repeatability of this procedure. Clinical assessment of the deformity during the patient's visit is therefore not possible. Moreover, single point correspondences between the biplanar images offers sparse data with low redundancy, thus generating multiple local minimums when optimizing the non-linear equation system describing the radiographic setup. Local correspondence also relies on the assumption that a point on an object surface appears the same in the biplane images in which it is visible. However due to the phenomena exhibited by the X-ray modality, local correspondence is not a reliable feature for 3D bone reconstruction. For these reasons, variational methods with a region-based component have been applied to multi-view stereo reconstruction as an alternative to local correspondence [2]. Unlike local correspondence, there is no comparison of points between pairs of images for consistency, but instead the comparison is integrated over regions. This can not only improve the quality of results by incorporating additional data such as high-level corresponding geometrical primitives (segments, curves, surfaces), but reduces the number of degrees of freedom to solve the equation system. The objective of this work is to propose a novel segmentation method which takes into account the appearance of scoliotic vertebrae (rotation, wedging) and poor image quality in order to solve the self-calibration of a biplanar X-ray system.

2. Methods

A. Radiographic image pre-processing

The coronal and sagittal X-ray image of the spine acquired from a standard radiographic acquisition system are first enhanced with a PDE-based filter, combining the Perona-Malik anisotropic diffusion method deblurring process and a complex shock filter which applies a sharpness factor in the direction of the gradient. This filter is able to reduce and remove both noise and texture from the image, while preserving and enhancing structures from the bones by using a measure of local coherence on the image space as presented in [3].

B. Vertebra segmentation using deformable 3D models regulated from 2D image level set method

3D Fourier descriptors: Segmentation of the scoliotic vertebrae on the X-ray images is performed by using prior vertebra models obtained from CT acquisitions (Figure 1) and represented with 3D Fourier descriptors which have the ability to offer a continuous representation of a vertebra sampled at any resolution without the aliasing problems. Elliptical Fourier descriptors are chosen for their completeness, simple geometric interpretation, access to frequency information and the fact that they can be easily produced from a chain code of the model contour.

2D/3D level set segmentation approach: Even though edges stand out in X-ray images, they have not been exploited enough in previous work on multi-view reconstruction. In this work, the prior 3D vertebral models are deformed with respect to the 2D edge and surface information on both image planes. The proposed method uses a coupled level set function, combining geodesic active contours and region-based functional classifying regions as background or shape in order to evolve the projected curve. The 2D silhouette of the vertebra is then projected back in 3D from the biplane images as a cylinder with

the silhouette as its cross-section. The intersection of both cylinders (visual hull) is then used for the 3D surface evolution of the vertebral template. This procedure is repeated for each vertebra level and iterates until the functional flows to a minimum, with the initial assumption of parallel projection. The estimate of the shape is conservative because it is the largest shape that meets the constraints set by the images.

C. Self-calibration of the X-ray radiographic system

Once each vertebral contour is segmented and matched on the biplanar X-rays, the proposed approach involves explicit use of the description of the calibration matrices to estimate the geometrical parameters of the radiographic system leading to an optimal 3D reconstruction of all the spine's vertebrae. The method uses a bundle adjustment approach based on an iterative nonlinear optimization process [4]. The criterions to be minimized are the curvilinear integral along the 2D segmented and 3D projected vertebral contours, as well as the region integration over the projected surfaces. The Levenberg-Marquardt algorithm is used for optimization, iterating until the correction to the geometrical parameters becomes negligible.

3. Results

The proposed segmentation technique was evaluated on lumbar vertebrae from sets of radiographic images acquired from a Fuji FCR 7501S imaging system. A typical segmentation and 3D surface reconstruction result is shown in Figure 2. Table 1 presents a quantitative comparison with a manual identification, and illustrates the differences in translation (T) and rotation (R) parameters on the coronal (PA) and sagittal (LAT) image plane are minimal. To evaluate the inherent accuracy of the proposed self-calibration method, a simulated model was used to experiment the proposed self-calibration technique under various conditions. The convergence of the proposed contour/surface based self-calibration compared to the previous method based on manually identified landmarks successfully demonstrated the improvement of the contour based method. The proposed approach was finally validated on real X-ray images of 17 vertebrae of a

non-pathological thoraco-lumbar spine presenting a right thoracic left lumbar deformity. The dry cadaver spine has incrusted steel pellets with known 3D coordinates in order to quantify the reconstruction error. The 3D mean distance between the model generated from self-calibration and the measured gold-standard was of 0.91 mm, which is adequate for clinical assessment of spinal deformities.

4. Conclusion

The results confirm that using edge-based and surface-based information from segmented vertebral shapes on the X-ray images to automatically self-calibrate the radiographic setup is a viable and accurate procedure for the 3D reconstruction of the spine. The proposed automatic technique allows generating personalized 3D vertebra shapes without requiring manual identification and matching of landmarks from an operator.

References

[1] Kadoury S, Cheriet F, Dansereau J, Labelle H (2007) Three-dimensional reconstruction of the scoliotic spine and pelvis from uncalibrated biplanar x-ray images. Journal of spinal disorders & techniques 20(2):160-7.

[2] Yezzi AJ, Soatto S (2003) Stereoscopic segmentation. Int. J. Computer Vision 53(1):31–43.

[3] Gilboa G, Sochen N, Zeevi, Y (2004) Image enhancement and denoising by complex diffusion processes. IEEE Trans. on PAMI *26*(8):1020.

[4] Cheriet F, Laporte C, Kadoury S, et al (2007) A novel system for the 3-D reconstruction of the human spine and rib cage from biplanar X-ray images. IEEE Trans. on Biomed Eng 54(7).

Tables

Table 1. Comparison of segmentation results with a manual identification.

Vertebral level	**PA-Tx (pixel)**	**PA-Ty (pixel)**	**PA-Ry (deg)**	**LAT-Tx (pixel)**	**LAT-Ty (pixel)**	**LAT-Rx (deg)**
L2	2	4	1.8	3	1	0.9
L3	1	2	0.2	2	3	1.7

Figures

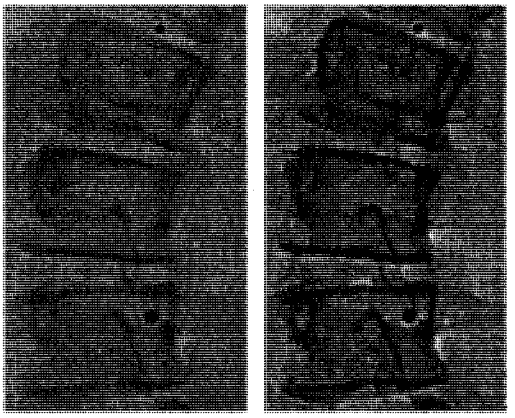


Figure 1. Sample original and restored radiographic images.

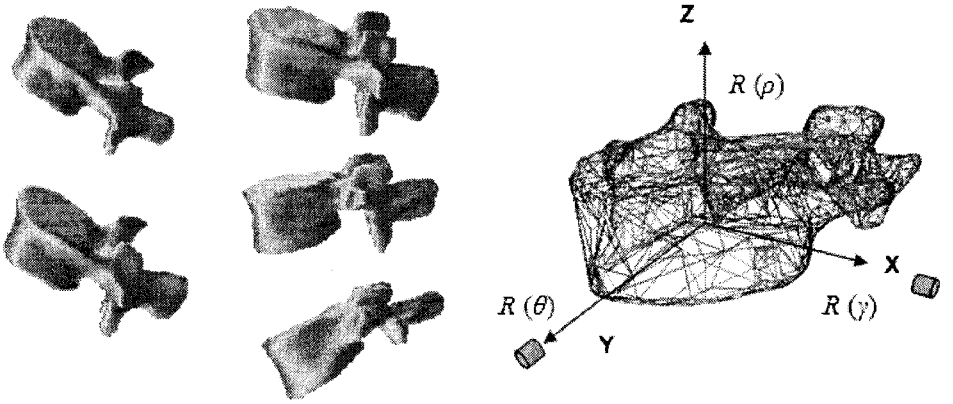


Figure 2. Atlas of prior deformable vertebral models of the lumbar spine represented by 3D Fourier descriptors.

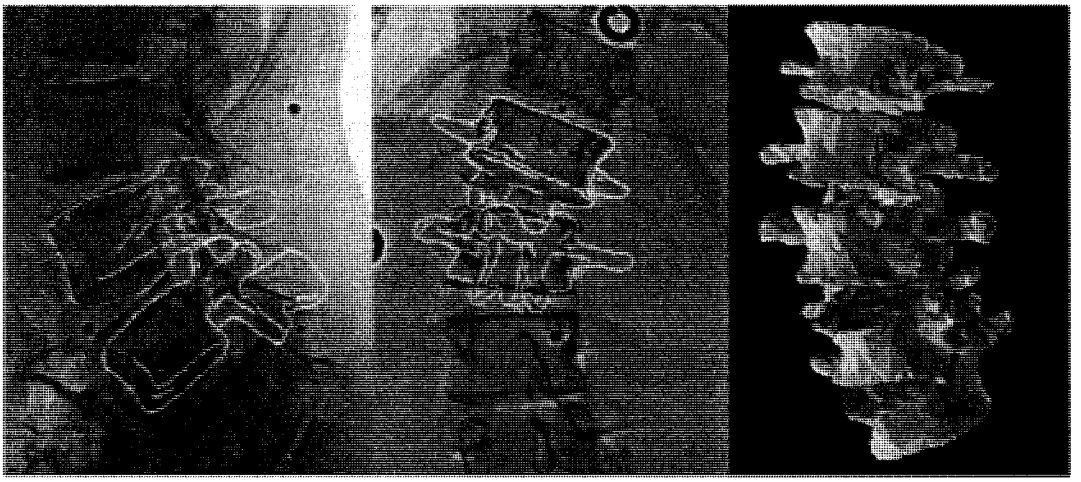


Figure 3. Qualitative assessment of segmentation results of the lumbar vertebrae by a level-set approach.

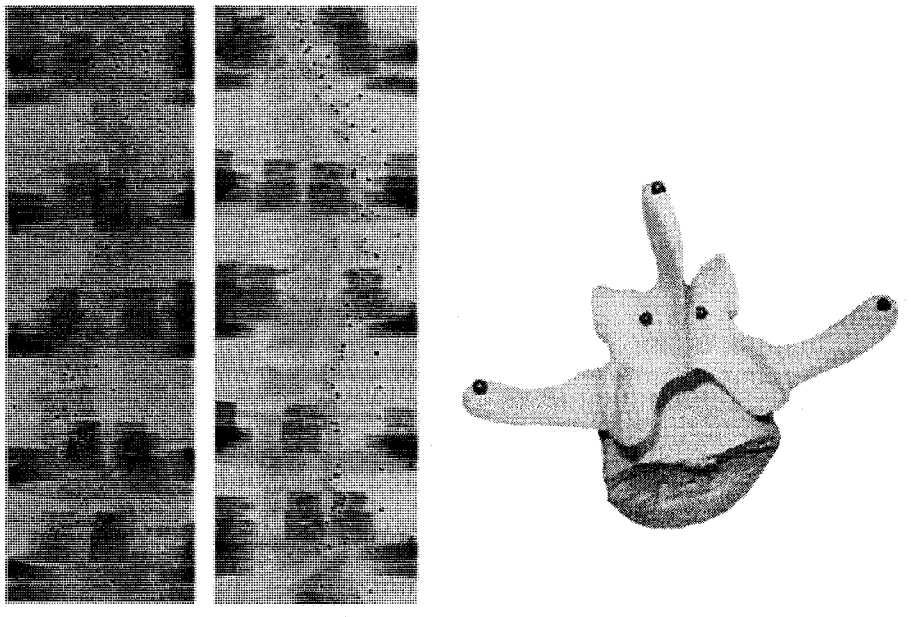


Figure 4. (a) Radiographic acquisition of the synthetic spine. (b) Embedded steel pellets in a dry vertebra specimen.

Annexe III

Présentation du résumé 3 – A Statistical Image-Based Approach for the 3D Reconstruction of the Scoliotic Spine from Biplanar Radiographs

La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de ce résumé de conférence est évaluée à 90%. Cet article a été publié dans un chapitre du livre issu de la conférence « IEEE International Symposium on Biomedical Imaging » au mois de mai 2008.

Remarques : Ce résumé de conférence présente une nouvelle technique de reconstruction automatisée de la colonne vertébrale en 3D. Dans la méthode proposée, la courbe centrale de la colonne vertébrale du patient en 3D fut exploitée afin de générer un modèle statistique à partir d'une base de données de 732 patients scoliotiques. Un algorithme de transformation linéaire allait permettre d'obtenir un modèle approximatif en classifiant la courbe 3D selon ses plus proches voisins. Le modèle est par la suite raffiné par le biais de critères d'optimisation tels que l'alignement de modèles *a priori* sur le gradient de l'image, la distance épipolaire et des connaissances morphologiques modélisant la disposition des repères vertébraux. Une évaluation qualitative et quantitative de la reprojection des contours vertébraux obtenus par la méthode de reconstruction 3D sur des patients scoliotiques démontre des résultats prometteurs quant à la détection de primitives de bas-niveau telles que les six repères anatomiques identifiés par un expert sur chacune des vertèbres.

A STATISTICAL IMAGE-BASED APPROACH FOR THE 3D RECONSTRUCTION OF THE SCOLIOTIC SPINE FROM BIPLANAR RADIOGRAPHS

Samuel Kadoury[1, 2], Farida Cheriet [1, 2], Hubert Labelle [2].

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

(2) Sainte-Justine Hospital Research Centre, 3175 Côte-Sainte-Catherine, Montreal, (Quebec), Canada, H3T 1C5.

This paper was supported in part by the Fonds Québecois de la Recherche sur la Nature et les Technologies (FQRNT) and MENTOR, a strategic training program of the Canadian Institutes of Health Research.

Corresponding author: Samuel Kadoury
Telephone: 1 + (514) 773-0341
Fax: 1 + (514) 345 4755
E-mail: samuel.kadoury@polymtl.ca

ABSTRACT

In this paper, we propose a hybrid approach using a statistical 3D model of the spine generated from a database of 732 scoliotic patients with high-level anatomical primitives identified and matched on biplanar radiographic images for the three-dimensional reconstruction of the scoliotic spine. The 3D scoliotic curve reconstructed from a coronal and sagittal radiograph is used to generate an approximate statistical model based on a transformation algorithm which incorporates intuitive geometrical properties. An iterative optimization procedure integrating similarity measures such as deformable vertebral contours and epipolar constraints is then applied to globally refine the 3D anatomical landmarks on each vertebra level of the spine. A qualitative evaluation of the retro-projection of the vertebral contours obtained from the proposed method gave promising results while the quantitative comparison yield similar accuracy on the localization of low-level primitives such as the six landmarks identified by an expert on each vertebra.

Index Terms— *3D spine reconstruction, radiographs, statistical model, deformable contours, scoliosis.*

1. INTRODUCTION

Several clinical studies in orthopedics have used 3D models of the spine for evaluating pathologies in spinal deformities such as idiopathic scoliosis. Biplanar radiographs are still the imaging modality which is most frequently used for the clinical assessment of spinal deformities since it allows the acquisition of patient's data in the natural standing posture. To generate a 3D model of the patient's spine, certain points (anatomical landmarks) on the vertebra within the image have to be located in order to obtain a three-dimensional model of the scoliotic spine using a triangulation algorithm [1].

Currently, this identification is performed manually by an expert operator and consists of locating six anatomical landmarks (2 endplate midpoints + 4 pedicle tips) on each vertebra from T1 (first thoracic vertebra) to L5 (last lumbar vertebra) on a coronal and sagittal radiograph. However, it is difficult to identify with precision low-level primitives such as exact points and to match them accurately on a pair of views. Thus the repeatability of this procedure cannot be assured. Furthermore this task is a time-consuming, tedious and error-prone, and the quality of the 3D reconstruction is directly linked with the precision of 2D localization.

In order to reduce inaccuracy on the 2D localization of landmarks and to be a clinically useful procedure, studies were conducted to propose more automated methods. Statistical shape models, and more recently 2D-3D registration methods, have been the focus of a lot of attention for the 3D reconstruction of the human spine. While some have used preoperative computed tomography (CT) or magnetic resonance (MR) images to register with 2D radiographic images [2], others have used statistical *a priori* knowledge of the 3D geometric shapes in order to model the 2D vertebral shapes [3]. Currently most methods use statistical models capturing the geometrical knowledge of isolated scoliotic vertebrae [4] or ad hoc symbolic constraints on the whole spine shape [5]. A variability model (mean and dispersion) of the whole spine allowed increasing the accuracy of the 2D-3D registration algorithm [6]. However, none of these proposed methods have attempted to integrate a statistical model taking into account the set of admissible deformations for the whole scoliotic spine shape with high-level contour based information of the vertebrae extracted from the radiographic image. It is our belief that taking advantage of the full potential of the radiographic image content would increase the accuracy of the 3D reconstruction procedure.

The objective of this study is to propose a novel method for the 3D reconstruction of the spine by using the 3D spine centerline to predict an initial shape which reproduces the pathological deformations observed on a representative scoliotic spine database.

Deformation of vertebral models, epipolar constraints and morphological/feature based information taken on the radiographs are then used to refine the 3D landmarks through a bundle adjustment approach.

2. MATERIAL AND METHODS

2.1. Reconstruction of a 3D spinal curve

To generate the patient-specific spinal curve in 3D, the spine centerline must first be extracted from the calibrated radiographs to calculate the 3D coordinates of the curve using a triangulation algorithm. Both centerlines are obtained semi-automatically and modeled by 2D B-splines to ease the user's adjustments. A parametric 3D B-spline spinal curve $C_k(u) \in \Re^3$ is then reconstructed as illustrated in Figure 1.

2.2. Approximate statistical 3D model of the spine

The 3D spinal curve $C_k(u)$ is used to predict an initial spine model from a 3D database containing 732 scoliotic spines demonstrating several types of deformities, by mapping the 3D curve to a low-dimensional subspace. We propose an algorithm derived from a locally linear embedding transformation [7], which is based on simple geometric intuitions to generate a personalized spine model. It computes a low-dimensional embedding of high-dimensionality data assumed to lie on a non-linear manifold, with the property that similar models of a spine in the high dimensional space remain nearby, and similarly remain co-located with respect to one another in the low dimensional space. Given N spine models expressed by the B-splines $C(u)_i$, $C(u)_i \in R^D$, $i \in [1,N]$, each of dimensionality D, it provides N points Y_i, $Y_i \in R^d$, $i \in [1,N]$ where $d << D$. The algorithm has four sequential steps:

Step 1. With an adequate number of data points available so that the underlying manifold can be considered to be "well-sampled" enough to represent the scoliotic population, each individual data point of the training set and its corresponding neighbors would be sufficiently close to lie within a locally linear patch on the manifold. The K

closest neighbors are selected for each point using the Euclidean distance as a closeness measure.

Step 2. The second step involves solving for the manifold reconstruction *weights*. Clearly, the local geometry of the patches referred to in Step 1 can be described by linear coefficients that permit the reconstruction of every model point from knowledge of its neighbors. In order to determine the value of the weights, the reconstruction errors are measured by the cost function:

$$\varepsilon(W) = \sum_{i=1}^{N} \left\| C(u)_i - \sum_{j=1}^{K} W_{ij} C(u)_{ij} \right\|^2 \tag{1}$$

where $C(u)_i$ is a data vector and $\varepsilon(W)$ sums the squared distances between all data points and their corresponding reconstructed points. The weights W_{ij} represent the importance of the jth data point to the reconstruction of the ith element.

Step 3. The third step of the algorithm consists of mapping each high-dimensional $C(u)_i$ to a low-dimensional Y_i, representing the global internal coordinates using a cost function which minimizes the reconstruction error:

$$\Phi(Y) = \sum_{i=1}^{N} \left\| Y_i - \sum_{j=1}^{K} W_{ij} Y_{ij} \right\|^2 \tag{2}$$

The coordinates Y_i can be translated by a constant displacement without affecting the overall cost, $\Phi(Y)$. This degree of freedom is removed by requiring the coordinates to be centered at the origin, such that $\Sigma Y_i=0$. The optimal embedding, up to a global rotation of the embedding space, is obtained from the bottom $d + 1$ eigenvectors of the matrix M. The d eigenvectors form the d embedding coordinates.

Step 4. The final step applies an analytical method based on nonlinear regression to perform the inverse mapping from the d embedding. Given the original training data consisting of N (732) scoliotic spine models X_i, (i =*1,2..N*) , each of *D2* dimension

(output high-dim. space), and their respective projection Y_i (embedded data) obtained in step 3 of the algorithm for every $C(u)_i$ (computed from X_i), then each dimension of the *D2* space can be regressed by:

$$X_{new} = F(Y_{new}) = [x_{new1},...,x_{newD2}]^T = [f_1(Y_{new}),...,f_{D2}(Y_{new})]^T \quad (3)$$

where $x_i = f_i(Y) = \Sigma_j \alpha_{ij} k(Y,Y_i) + b$ is a SVR regression model using a Radial Basis Function kernel, $X_{new} = (s_1,s_2,\ldots,s_{17})$, where s_i is a vertebra model defined by $s_i = (p_1,p_2,...,p_6)$, and $p_i = (x_i,y_i,z_i)$ is a 3D vertebral landmark. Equation (3) provides a means of generating new spine models in *D2*=102 space (*D2*=17 vertebrae x 6 landmarks) from a new embedded point and the training scoliotic data in the lower-dimensional *d*-space. This method not only allows restraining the search space for localizing the anatomical landmarks, but also avoids solving the point-matching problem between the biplane views. In the case that some landmarks are completely invisible, this method can offer an approximate position based on the statistical distribution of the pathological population.

2.3. Bundle adjustment of the 3D vertebral landmarks

The crude statistical 3D model of the personalized spine is subsequently refined by adjusting the 3D coordinates of the vertebrae. The set of 3D landmarks p_i for each vertebra s_i are globally adjusted based on the following measures.

Image gradient edge alignment: In order to integrate image-based information in the optimization process, we developed a similarity estimate based on the distance of the projection of a 3D deformed model to the computed gradient of the radiographs. The approach would: 1) deform *prior* generic high resolution 3D vertebra model (17 in total) obtained from CT acquisitions, using a free form deformation technique with the set of landmarks p_i as the control points [1]; 2) project the triangulated mesh of the 3D model using the calibration matrices to create a silhouette onto the images; 3) compute a 2D

distance map for these edges and; 4) sum over the distance map values at the locations indicated by the edges of the gradient image. Given the binary gradient radiographic image, the distance of an image point x to the projected edge structures $Y = (y_i)$ is $d(x) = \min_i |x - y_i|$. We can then express the proximity to edges by using a Gaussian expression controlled by σ^2:

$$d(x) = \max_i \exp - \frac{(x - y_i)^2}{\sigma^2} \tag{4}$$

However due to the poor quality of the radiographic images, we do not have precise edge information and the gradient images may not correspond to the edge templates. We therefore define the proximity in (4) as:

$$d(x) = \sum_{j=1}^{2} \sum_i p_{ji} \exp - \frac{(x - y_{ji})^2}{\sigma^2} \tag{5}$$

where p_{ji} is the probability for pixel y_i in image j of being an edge. To determine the values of p_{ji}, a two-dimensional proximity function $p(x)$ can be computed by convoluting the radiographic image with a large Gaussian kernel.

Epipolar geometry constraint: The calibration of the three-dimensional viewing geometry can also be used to constrain the landmark correspondence between the biplanar images. We therefore developed an iterative retro-projection method to help refine landmark position, by taking the current 3D landmark location, project it in 2D onto the coronal (PA)/ sagittal (SAG) views and measure the perpendicular distance of the projected coordinate on both views to its corresponding epipolar line. The distance error for the N landmark points is defined as:

$$\varepsilon(\xi)=\sum_{i=1}^{N} d(\hat{w}_i^{SAG},\mathbf{F}\hat{w}_i^{PA})^2+d(\hat{w}_i^{PA},\mathbf{F}^T\hat{w}_i^{SAG})^2 \quad (6)$$

where $d(*)$ denotes the Euclidean distance of a point to a line, $\hat{w}_i$ is the analytical projection of the 3D object point p_i obtained from standard perspective transformation formulae. $\mathbf{F}\hat{w}_i$ is the corresponding epipolar line on one image based on point p_i from the other image, and $\mathbf{F}$ is the 4x4 fundamental matrix integrating the geometrical parameters ξ which describes the projective 3D structure of the scene.

Maximum Likelihood estimation: Finally, a maximum likelihood model estimation integrating 2D morphological and feature information was developed to measure the error given from the current data. This estimate expresses the measure of similarity between the current model points $\hat{w}_i$ and an estimate $w_i(x)$ which encodes expert morphological knowledge of the relationships between the N (N=6) landmarks. Each landmark i is assigned to a specific function of $w_i(x)$ depending on the landmark type (i.e. pedicle tip), and is based on local vertebral height, width, orientation and relative distances between landmarks (Figure 2). The model also measures the similarity response of a rotation and scale invariant wavelet coefficient feature c_{msd} specific to the landmark type, at location $\hat{w}_i$ on the image. The probability of this likelihood estimate is:

$$P\propto\prod_{i=1}^{N}\left\{\exp\left[-\frac{1}{2}\left(\frac{\Psi_{PA}(\hat{w}_i^{PA})+\Psi_{SAG}(\hat{w}_i^{SAG})}{2\sigma}\right)^2\right]\Delta w\right\} \quad (7)$$

The similarity measures are defined as:

$$\Psi_{PA}(\hat{w}_i^{PA})=\left(\hat{w}_i^{PA}-w_i^{PA}(x)\right)*c_{msd}(\hat{w}_i^{PA}) \quad (8)$$

$$\Psi_{SAG}(\hat{w}_i^{SAG})=\left(\hat{w}_i^{SAG}-w_i^{SAG}(x)\right)*c_{msd}(\hat{w}_i^{SAG}) \quad (9)$$

where $w_i^{PA}(x)=\Sigma_j \delta_j f_j(x)$ and $w_i^{SAG}(x)=\Sigma_j \delta_j s_j(x)$ are the estimates on the coronal and sagittal plane respectively.

Cost function: For a bundle adjustment of the 3D landmark coordinates, a non-linear optimization method minimizes the cost function $E(s_l)$ with respect to all 6 anatomical landmarks in s_l at each vertebral level l (starting from L5 and progressing to T1), based on the measures taken on the biplane images. We used the Powell-Brent optimization method to minimize the following cost function combining equations (5), (6) and (7):

$$E(\bar{s}_l) = \omega_1 d(x) + \omega_2 \varepsilon(\xi) + \omega_3 / \log P \qquad (10)$$

where $\bar{s}_l = R(\bar{s}_{l-1})[s_l] + T(\bar{s}_{l-1})$ takes into account the previous updated vertebra model, and (R, T) is the rigid displacement of landmarks p_i at the previous vertebra level s_{l-1} before/after optimization. Figure 3 summarizes the proposed scheme.

3. RESULTS AND DISCUSSION

To validate the proposed method, ten pairs of radiographic images from scoliotic patients treated at our clinical site were processed for personalized 3D reconstruction of their spine. The evolution of the cost functions with respect to the estimate for any vertebral level. To assess the precision of the image similarity measure used for the optimization procedure, Figure 4 shows promising results with the retro-projection of the deformed 3D vertebra contours (high-level primitive) fitting adequately to the bony edges of the corresponding vertebra in the coronal and sagittal radiographic image. Moreover, a quantitative evaluation showed the projected anatomical landmarks from the optimized 3D model yield similar accuracy to the gold standard 2D locations manually identified by a radiology expert on each vertebra. The overall 2D mean difference for the selected cases was of 2.3 ± 1.7 pixels, while the point to point mean difference between the 3D spine models issued from the proposed technique and from a

manual identification yielded a 3D mean error of 1.8 ± 1.5 mm for lumbar vertebra and 2.2 ± 1.6 mm for thoracic vertebra.

One of the challenges in landmarking vertebrae on radiographs for generating 3D models is the poor visibility due to the superposition of several anatomical structures, specifically in the sagittal thoracic region of the spine. The human expert must therefore infer the landmark positions based only on his knowledge of the anatomical structure of the spine. The proposed method offers a more reliable approach to this problem by integrating statistical, image-based and morphological knowledge, and therefore becomes a suitable tool for clinical assessment of spinal deformities.

4. CONCLUSION

We presented a method to automatically compute a personalized 3D geometrical model of the spine based on the statistical distribution of a scoliotic population. Deformable 3D vertebral models projected on the image planes and epipolar/morphological constraints were used to refine the anatomical landmark coordinates of the model. We successfully applied our method to a group of scoliotic patients. Results presented in this paper suggest that an accurate geometry of the spine can be obtained by using a hybrid approach which captures a pathological population based on the patient-specific 3D spinal curve and which exploits the image's content, offering an efficient method for spine 3D reconstruction in a routine clinical environment. We used the highest number of patients available (N=732) to create a predictive statistical model which would represent all types of deformity in the scoliotic population; however classifying the database into multiple pathological categories would reduce the size of N and offer a more representative sample of patients. Other future directions lies in increasing the accuracy of the method by modifying the objective function to integrate inter-vertebral variability models to obtain a better approximation of the spine and optimizing the deformable 3D models via a level-set approach. The proposed method can be extended

to other medical reconstruction applications such as for the pelvis or femur, when a sufficient amount of prior data is available to adequately model various types pathologies.

5. REFERENCES

[1] S. Delorme, Y. Petit, J. de Guise, *et al.* "Assessment of the 3-D reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images," *IEEE Trans. Biomed. Engineering*, vol. 50, no. 8, 2003.

[2] D. Tomazevic, B. Likar, T. Slivnik, and F. Pernus, "3D/2D Registration of CT and MR to X-Ray Images," *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. 22, no. 11, 2003.

[3] M. Fleute and S. Lavallée, "Nonrigid 3-D/2-D registration of images using a statistical model," in *MICCAI*, vol. 38, 1999.

[4] S. Benameur, M. Mignotte, H. Labelle, and J. De Guise, "A hierarchical statistical modeling approach for the unsupervised 3-D biplanar reconstruction of the scoliotic spine," *IEEE Trans. Biomed. Engineering*, vol. 52, no. 12, 2005.

[5] J. Novosad, F. Cheriet, *et al.*, "3D reconstruction of the spine from a single x-ray image and prior vertebrae models," *IEEE Trans. Biomed. Engineering*, vol. 51, no. 9, 2004.

[6] J. Boisvert, X. Pennec, *et al.*, "3D anatomical variability assessment of the scoliotic spine using statistics on Lie groups," in *IEEE International Symposium on Biomedical Imaging*, 2006.

[7] S. Roweis, and L. Saul, "Nonlinear dimensionality reduction by locally linear embedding," *Science*, vol. 290, no. 5500, 2000.

Figures

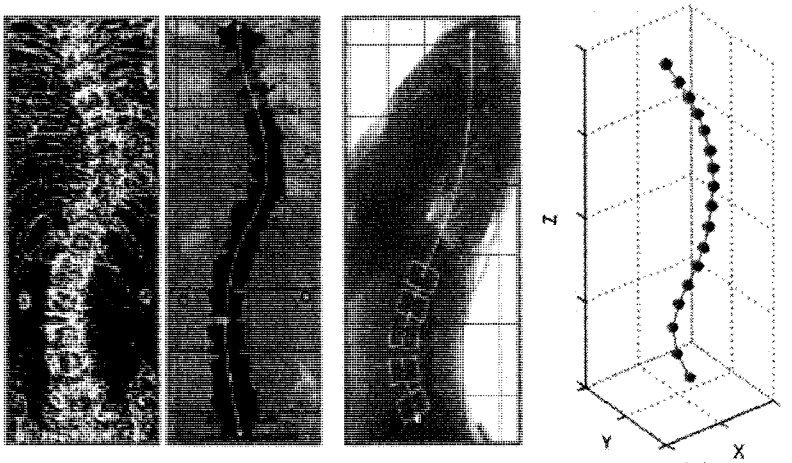


Figure 1. (a) Coronal and (b) sagittal spine centerlines. (c) Corresponding 3D reconstruction of the spinal curve.

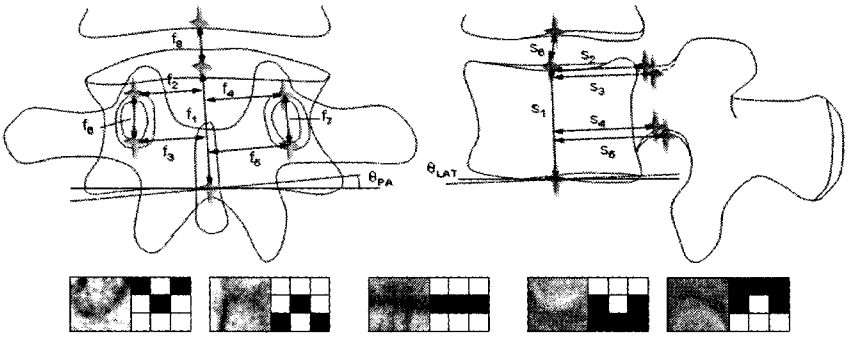


Figure 2. Morphological estimation model (top) and landmark specific features (bottom).

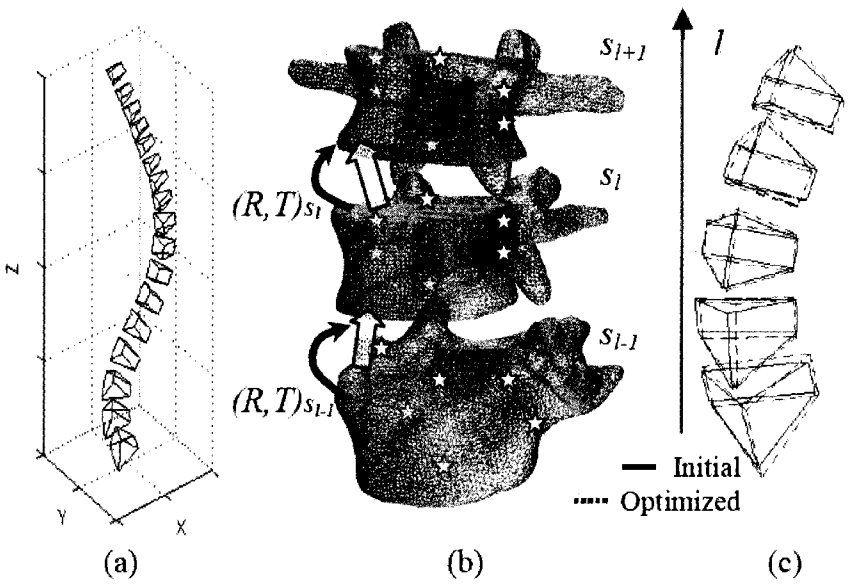


Figure 3. (a) Approximate statistical 3D model. (b) Sequential refinement using deformable 3D prior models fitted on the radiographs (control points shown as stars). (c) Landmark adjustments brought by the optimization scheme.

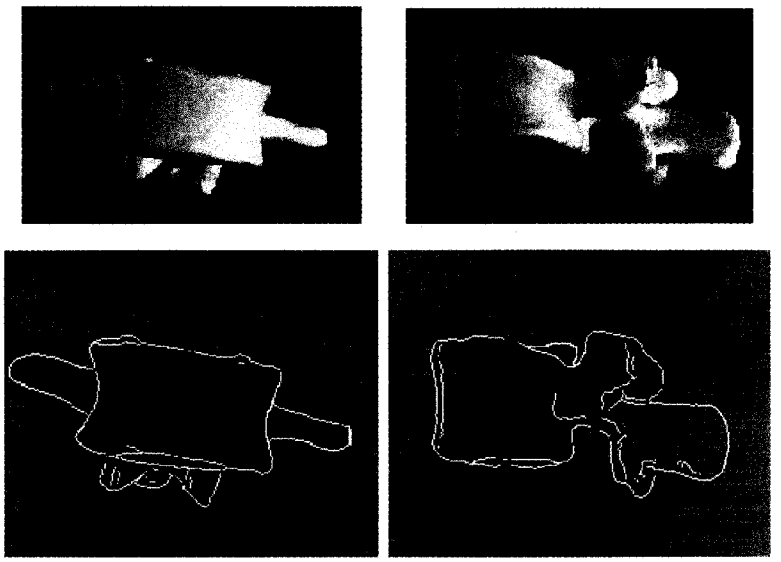
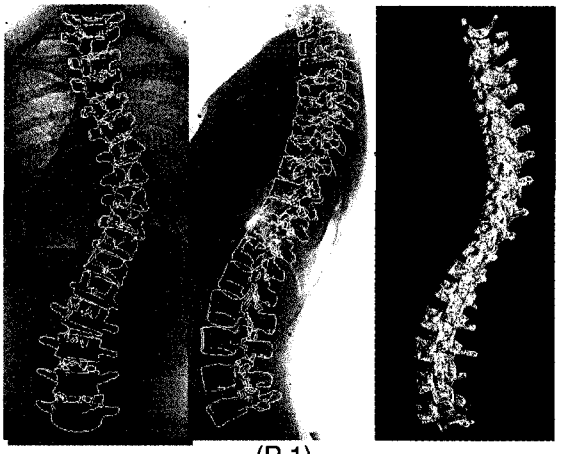


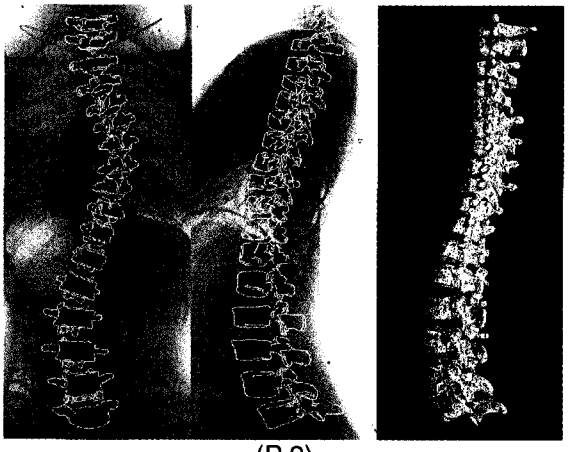
Figure 4. Comparison of landmark and projected contours results from the manual (square/dashed line) and proposed method using 3D deformable models (cross/solid line).

Annexe IV

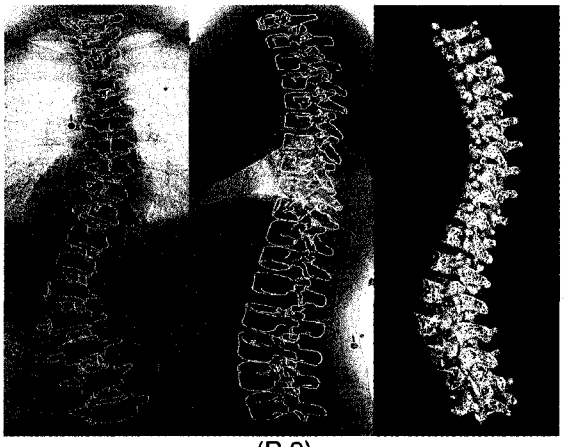
Résultats de la reconstruction 3D automatique



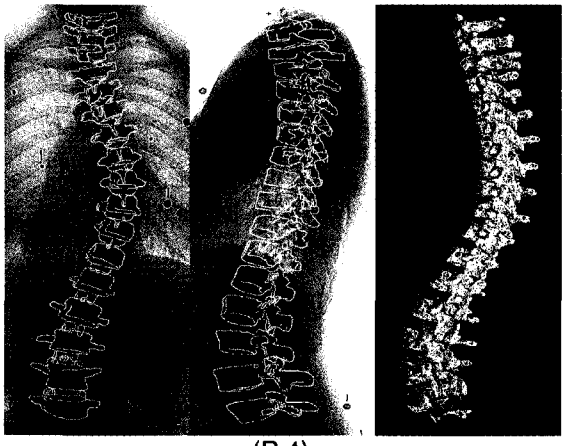
(P.1)



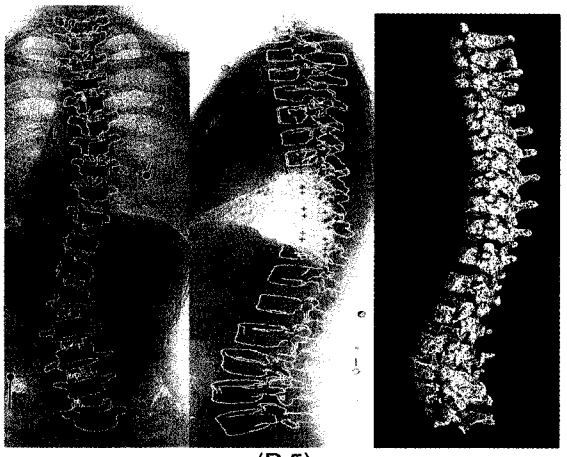
(P.2)



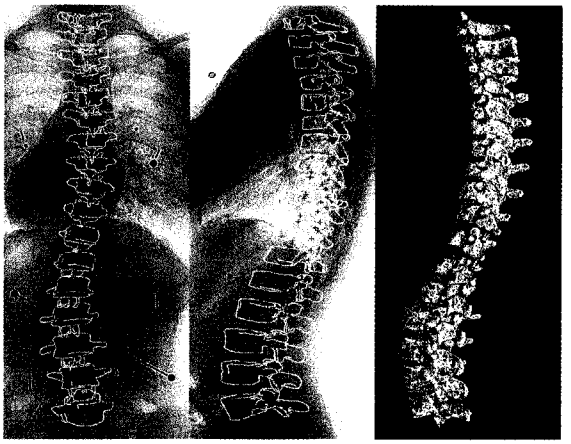
(P.3)



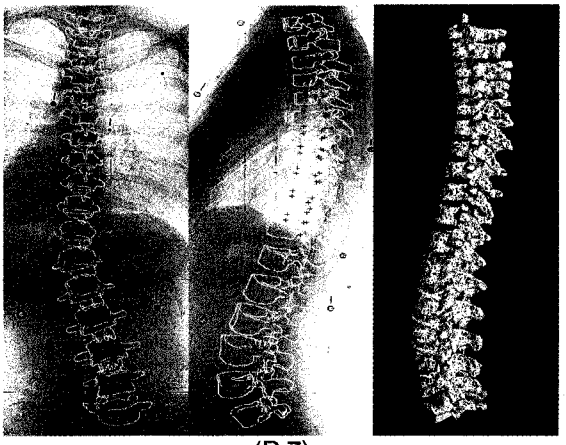
(P.4)



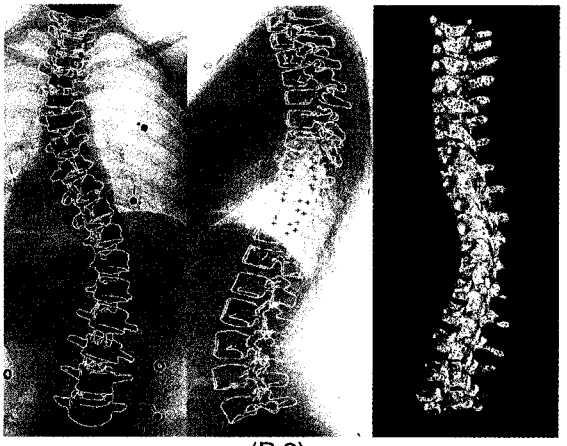
(P.5)



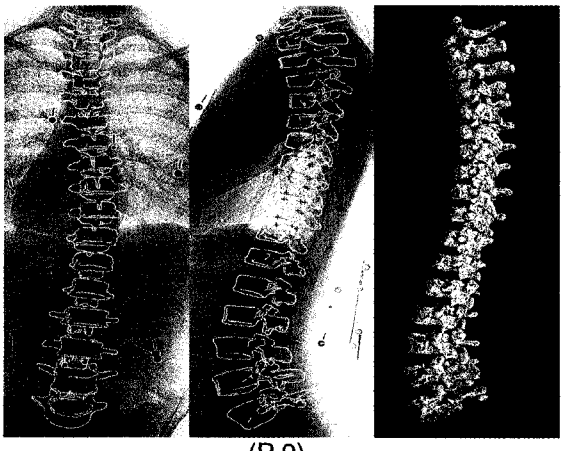
(P.6)



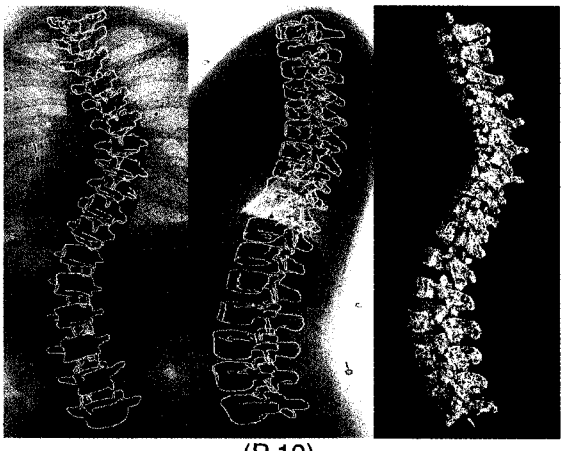
(P.7)



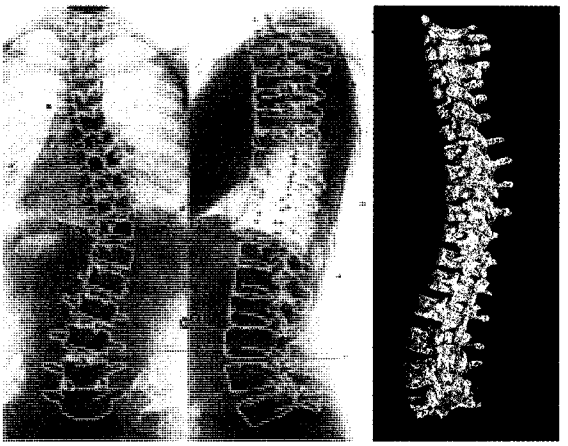
(P.8)



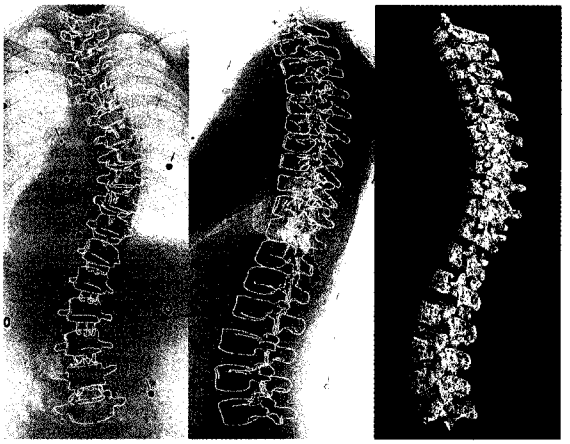
(P.9)



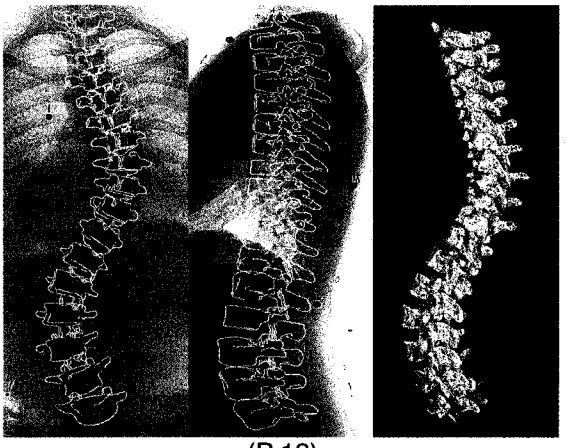
(P.10)



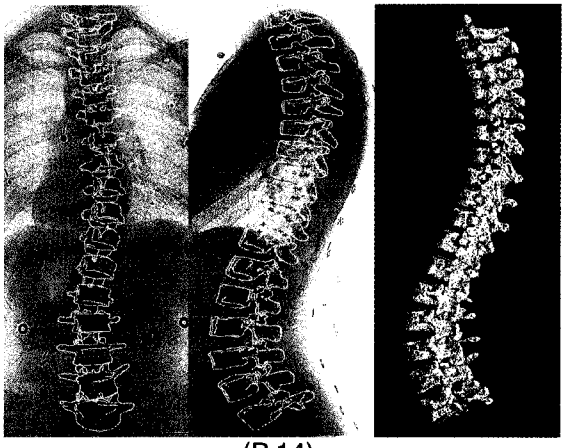
(P.11)



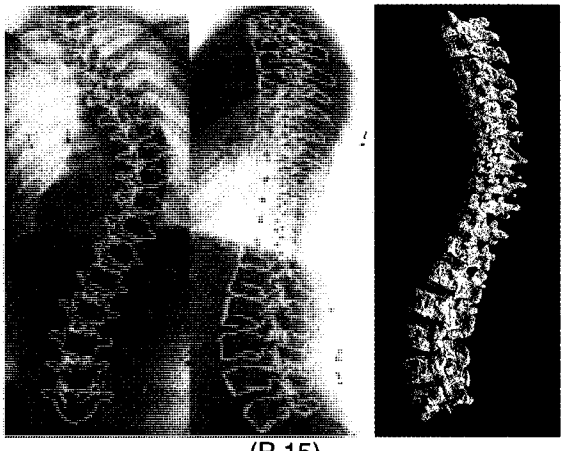
(P.12)



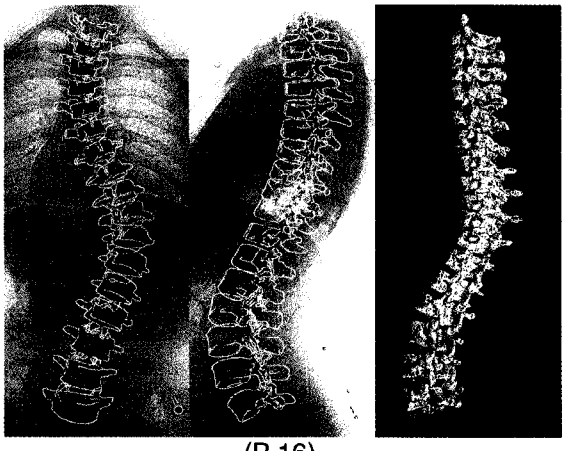
(P.13)



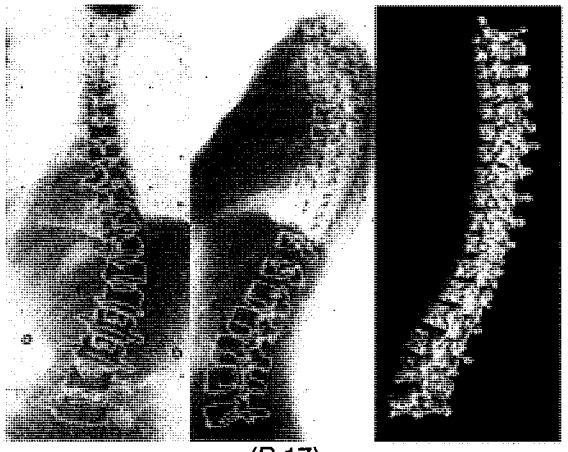
(P.14)



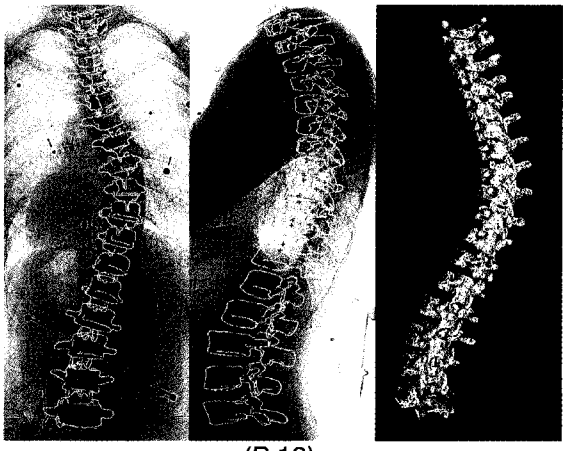
(P.15)



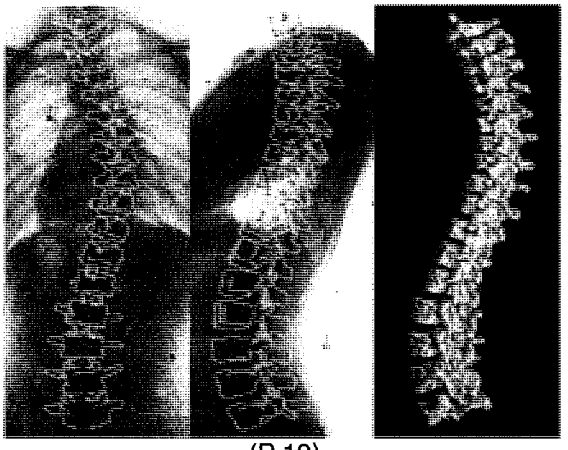
(P.16)



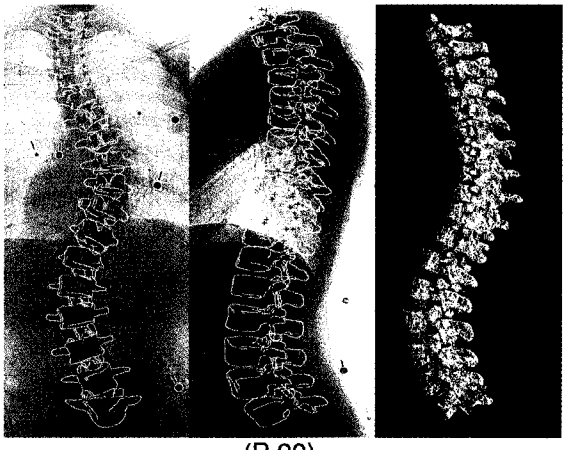
(P.17)



(P.18)



(P.19)



(P.20)