

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

CONSTRUCTION D'UN MODÈLE PER-OPÉRATOIRE 3D DU RACHIS  
POUR LA NAVIGATION EN THORACOSCOPIE

CLAUDIA CHEVREFILS  
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL  
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

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

MAI 2010

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Cette thèse intitulée:

CONSTRUCTION D'UN MODÈLE PER-OPÉRATOIRE 3D DU RACHIS  
POUR LA NAVIGATION EN THORACOSCOPIE

présentée par : CHEVREFILS Claudia

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

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

M. MATHIEU Pierre A., D.Sc.A., président

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

M. AUBIN Carl-Éric, Ph.D., membre et codirecteur de recherche

M. GRIMARD Guy, MD., membre

Mme. NOUMEIR Rita, Ph.D., membre

## **DÉDICACE**

*À mes enfants Olivier et Victoria*

## REMERCIEMENTS

J'aimerais tout d'abord remercier ma directrice de recherche Farida Chériet pour m'avoir suivi au cours de ce projet de recherche et pour m'avoir fait confiance. La professeure Farida Chériet a également su m'orienter et m'encourager tout au long de mon cheminement vers la finalisation de cette thèse. Elle m'a également transmis par ses critiques constructives les bases fondamentales d'un esprit scientifique.

J'aimerais aussi remercier mon co-directeur de recherche Carl-Éric Aubin pour sa rigueur dans ses évaluations ponctuelles de mon travail. Ses commentaires et questionnements m'ont permis de faire avancer mon projet avec des hypothèses bien établies et objectifs précis dès le début de mon projet.

J'aimerais aussi souligner la contribution de Dr Guy Grimard et de Dr Stéfan Parent du CHU Sainte-Justine qui ont su m'inspirer au cours de discussions et m'apporter une vue clinique des problèmes rencontrés en thoracoscopie et des besoins concrets qui y sont reliés. J'aimerais remercier le professeur Luc Duong de l'École de technologie supérieure pour les nombreuses discussions techniques que nous avons eues et surtout pour m'avoir transmis une partie de son enthousiasme sans bornes face à la recherche. Je tiens également à remercier Julie Joncas qui m'a grandement aidée pour la collecte des images par résonance magnétique. Dr Miron m'a d'ailleurs aussi bien aiguillée dans l'élaboration des différents protocoles d'acquisition IRM pour mon projet.

J'aimerais remercier tous les membres de l'équipe du LAVIANI, notamment Jonathan Boisvert, Olivier Dionne, Lama Séoud, Rola Harmouche, Fouzi Benboujia, Fethia Miled et Carole Fortin avec qui j'ai partagé du temps et avec qui j'ai eu des discussions d'idées et de points vues différents.

En dernier lieu, j'aimerais remercier mon conjoint Antoine Desjardins pour avoir partagé les hauts et les bas de la vie d'une étudiante au doctorat. J'aimerais aussi le remercier pour sa patience, son support et ses encouragements. Je remercie également mes enfants qui sans le savoir, par leur joie de vivre, m'ont permis de décrocher tous les soirs pour mieux replonger le lendemain. Merci aussi à mes parents pour leurs encouragements.

Ce projet de recherche a été réalisé grâce au financement du Fonds Québécois de la recherche sur la Nature et les Technologies (FQRNT), ainsi que du Conseil de recherche en sciences naturelles et en génie du Canada (CRSNG) (Programme de Chaire industrielle avec Medtronic du Canada).

## RÉSUMÉ

Lors de discectomie par thoracoscopie, les outils de visualisation procurent peu d'information de profondeur et le champ de visualisation de la caméra miniature insérée dans le patient est relativement restreint. Aussi, le mouvement simultané de la caméra et des instruments chirurgicaux peut provoquer une désorientation. Ainsi, la courbe d'apprentissage pour l'utilisation de cette technologie est très abrupte et un nombre restreint de chirurgiens choisissent l'intervention minimalement invasive malgré les avantages qu'elle peut procurer aux patients. En effet la discectomie par thoracoscopie réduit les pertes sanguines, le traumatisme des tissus entourant le disque afin d'accéder à la zone d'intérêt et le temps d'hospitalisation. Les discectomies sont prescrites à certains patients scoliotiques afin de redonner de la flexibilité à la colonne avant l'instrumentation (pose de vis et tige pour corriger la déformation). La résection du disque intervertébral est faite partiellement et la quantité du disque réséqué dépend du degré de flexibilité que le chirurgien désire redonner au patient. En effectuant la discectomie par thoracoscopie, il est impossible pour le chirurgien de visualiser rapidement la quantité de disque restant en plus d'avoir les désavantages de désorientation et de petit champ de vision de la caméra miniature insérée dans le patient. Il est donc pertinent de tenter de réduire les problèmes de visualisation rencontrés lors des thoracosopies en procurant au chirurgien la possibilité d'examiner en 3D les structures anatomiques du patient pendant la chirurgie sans ajouter de radiations supplémentaires au patient. Ce système d'assistance permettrait également d'accroître la sécurité du patient et la qualité de la chirurgie en donnant aux chirurgiens la possibilité de localiser en 3D la moelle épinière et en leur donnant également la possibilité de visualiser la quantité de disque restant. Ainsi, l'intérêt de fusionner les images vidéo avec un modèle pré-opératoire 3D est alors tout indiqué.

À ce jour, quelques équipes ont travaillé sur l'élaboration de systèmes d'assistance chirurgicale pour des procédures minimalement invasives mais les solutions apportées ne

sont pas applicables pour les interventions sur les disques soit en raison d'utilisation d'imagerie invasive ou de marqueurs invasifs qui doivent être fixés sur chaque niveau vertébral soit avant la chirurgie pour l'acquisition d'images pré-opératoires ou pendant la chirurgie pour effectuer le recalage.

Cette étude a donc pour objectifs de proposer, développer et valider les étapes de préparation du modèle 3D pour la navigation lors de chirurgies minimalement invasives du rachis. La préparation du modèle comprend une phase de segmentation automatique des disques intervertébraux et une phase de recalage du modèle 3D pré-opératoire avec une radiographie intra-opératoire afin que ce modèle représente la position du patient en début de chirurgie.

Ce projet vise à vérifier 2 hypothèses : 1) Le modèle tridimensionnel des disques intervertébraux peut être construit automatiquement à l'aide d'images par résonance magnétique avec une précision d'au moins 2 mm dans la direction transverse afin de représenter précisément la structure principale d'intérêt lors d'une discectomie par thoracoscopie et 2) Il est possible d'effectuer une mise à jour du modèle 3D pré-opératoire à l'aide d'un seul plan radiographique per-opératoire précisant la position du patient lors de la chirurgie dans le but de procurer au chirurgien un environnement augmenté facilitant la procédure de discectomie par thoracoscopie.

La première partie de l'étude a permis de proposer une technique de segmentation automatique des disques intervertébraux de patients scoliotiques à partir d'images par résonance magnétique (IRM). Cette segmentation automatique, repose sur la technique du watershed, sur l'utilisation d'opérateurs morphologiques, et est associée à un système de reconnaissance de forme basé sur des caractéristiques de texture. Une étude clinique effectuée sur une cohorte de 11 patients scoliotiques a permis de démontrer qu'il était

possible de segmenter automatiquement les disques de patients scoliotique et que le problème de sursegmentation peut être éliminé grâce à l'étape de classification.

Dans une deuxième étude, nous avons étudié la précision de la segmentation automatique proposée. Les métriques utilisées pour évaluer la segmentation automatique est le volume en voxels et le Dice Similarity Coefficient (DSC) qui permet de quantifier la superposition entre le volume estimé par la technique et le volume obtenu par une segmentation manuelle faite par trois experts. Les résultats ont montré que le DSC peut atteindre jusqu'à 0.79 ( $\pm 0.04$ ) selon le type de séquence IRM utilisé. Aussi, l'effet de cinq facteurs pouvant influencer les résultats a été évalué soit la variabilité inter-patient, la position du disque par rapport à l'apex de la courbure, le type de séquence IRM choisie, le degré de déformation de la scoliose et l'utilisateur (expert). Parmi les cinq facteurs étudiés, seul le type de séquence IRM a un effet significatif sur les résultats de la segmentation automatique. Il est donc important de choisir la bonne séquence IRM afin d'avoir des résultats de segmentation automatique satisfaisant. La mesure de volume a quant à elle montré que la segmentation automatique sous-estimait systématiquement la grosseur des disques intervertébraux et que dans le plan sagittal, la distance entre le point le plus postérieur du disque segmenté et celui déterminé par les experts est en moyenne 1.8 mm ( $\pm 0.8$  mm). Finalement, les résultats ont aussi montré que la variabilité inter-experts (segmentation manuelle) était légèrement supérieure à la variabilité entre un expert donné et la segmentation automatique. Ceci permet donc d'affirmer que la segmentation automatique est aussi fiable que la segmentation manuelle faite par des experts.

Par la suite, une étude sur le recalage 3D/2D entre les données pré-opératoire IRM du patient en décubitus dorsal et les données intra-opératoires du patient en décubitus latéral provenant d'une seule vue radiographique (Rx), a permis d'étudier l'utilité d'un modèle articulé dans un contexte de recalage de structure semi-rigide comme la colonne



vertébrale. Le modèle articulé est représenté par des ensembles consécutifs d'articulations intervertébrales reliant chacune des vertèbres. Le changement de position entre les deux acquisitions d'images modifie la position relative d'une vertèbre par rapport à l'autre dans l'espace. Avec une image Rx dans le plan antéropostérieur, le processus d'optimisation développé pour minimiser l'erreur de rétroprojection du modèle 3D afin qu'il représente la position de l'image Rx, cause en un problème connu de dislocations de vertèbres dans le plan latéral. Ainsi, l'utilisation du modèle articulé qui représente un ensemble de vecteurs de translation et rotation reliant chacune des vertèbres de la colonne, permet de contraindre la solution dans le processus d'optimisation. La validation de cette technique de recalage 3D/2D a été réalisée en deux phases. La première phase a été faite en utilisant des données intra-opératoires simulées avec l'ajout de différents niveaux de bruit aléatoire ayant une distribution normale dans les données. Les résultats des simulations ont montré que l'erreur (mTRE 3D) est de 4.42 mm ( $\pm 0.83$ ) pour un niveau de bruit correspondant à une erreur de 0.9 mm. Les résultats de la deuxième partie de l'étude ont montré que pour 3 cas cliniques de patients scoliotiques, l'erreur (mTRE 3D) est de 3.38 mm. L'étude montre donc qu'il est possible d'effectuer un recalage 3D/2D à l'aide d'une seule vue radiographique intra-opératoire présentant un changement de posture du patient grâce à l'utilisation d'une contrainte dans le processus d'optimisation.

Finalement, suite au recalage rigide des points de contrôle à l'interface disque/vertèbres, associé à un patient présentant un changement de posture, l'espace entre deux vertèbres consécutives change ce qui entraîne une déformation des disques intervertébraux doivent se déformer afin de combler l'espace. Un recalage élastique des disques intervertébraux est donc nécessaire. Dans une étude préliminaire nous avons montré qu'il était possible de déformer les disques avec l'utilisation des mêmes points de contrôle que ceux employés pour le recalage rigide (positionnés sur l'interface disque/vertèbre supérieure et disque/vertèbre inférieure). La technique proposée permet d'effectuer un recalage élastique 3D/3D grâce à la technique de krigeage combinée à un critère de validation

croisée qui permet de déterminer automatiquement le type de polynômes qui prédit le mieux le type de déformation associée à chaque niveau vertébral. L'étude préliminaire montre qu'à partir de 10 points de contrôle par disque les résultats de la déformation ne varient pas significativement. Aussi, à l'aide de 3 simulations de déformations différentes et de 10 points de contrôle pour chaque disque, l'étude a montré que le choix du type de polynôme est important puisque l'erreur moyenne sur un ensemble de points de validation (différents des points de contrôle) peut augmenter d'un facteur de trois selon le type de polynôme choisi pour le terme de comportement moyen et le terme de fluctuation locale utilisés dans l'équation de krigeage.

Ainsi, ce projet a permis de démontrer que la segmentation automatique des disques intervertébraux est possible grâce à l'utilisation de l'information du gradient d'intensité et de texture des images et qu'elle peut être obtenue avec une précision supérieure à 2 mm dans la direction transverse. Ce projet a aussi permis de conclure qu'il est possible d'effectuer un recalage 3D/2D à l'aide d'un seul plan intra-opératoire Rx grâce à l'utilisation du modèle articulé qui permet de tenir compte des changements relatifs d'une vertèbre par rapport à l'autre tout en contraignant la solution dans une zone plausible.

L'apport innovateur de ce projet est le développement et la validation d'une nouvelle technique de segmentation automatique des disques intervertébraux qui exploite le contenu d'intensité et de texture des images par résonance magnétique en utilisant entre autre, des méthode de détection de contour basé sur de l'information de gradient et des méthodes de reconnaissance de formes. L'innovation provient aussi de la technique de recalage 3D/2D qui est fait à l'aide d'une seule radiographie intra-opératoire et qui permet le recalage d'une structure articulée comme la colonne vertébrale.

## ABSTRACT

Visualization tools available while doing thoracoscopic discectomy do not show depth information and the field of view of the miniaturized camera inserted into the patient is small. Also, simultaneous movement of the camera and surgical tools may result in disorientation. The learning curve for the use of this technology is very steep and numbers of surgeons choose not to use minimally invasive surgery despite important advantages for the patients. Indeed, thoracoscopic discectomy reduce blood loss, trauma of surrounding soft tissues to access intervertebral disks and hospitalization time. Discectomy are prescribed to specific scoliotic patients to gain flexibility of the spine before instrumentation surgery (fixation of screws and rod to correct the deformation). The intervertebral disk is partly resected depending on the level of flexibility the patient has to gain according to the surgeon. During thoracoscopic discectomy, it is impossible for the surgeon to rapidly visualize the remaining disk tissue and this further increase the disadvantages for the surgeons. Hence, it is relevant to try to reduce visualization problems encountered during thoracoscopic discectomy by providing to the surgeons a 3D view of the whole spine during the surgery, without adding supplementary radiation to the patient. The computer assisted surgery system would also increase the security of the patient by allowing the surgeons to localize rapidly in 3D the spinal canal as well as the remaining disk. The fusion of the video images with 3D spine of the patient is of great interest for the surgeons.

As of today, some teams have worked on the development of computer assistance surgery system for minimally invasive procedures but the proposed solutions are not appropriate for our clinical context mainly because of the use of invasive imaging modality or the use of invasive markers that need to be rigidly attached to bones for the pre-operative imaging or during the surgery for the registration process.

The aim of this study is to propose, develop and validate the steps for the preparation of the 3D model for the navigation during minimally invasive surgery of the spine. The preparation of the model involves a step of automatic segmentation of intervertebral disk and a registration step to obtain the pre-operative 3D model of the spine into the intra-operative position.

This project verifies two hypotheses 1) the tri-dimensional model of intervertebral disks can be automatically reconstructed from MRI with a precision of at least 2 mm in the transverse direction in order to precisely represent the main structure of interest of a thoracoscopic discectomy.

The first part of the study proposed an automatic segmentation of intervertebral disks from scoliotic patient on MRI. This automatic segmentation based on the watershed technique and morphological operators is combined to a pattern recognition technique using texture features of the images. The clinical study done on a cohort of 11 scoliotic patients, showed that it was possible to automatically segment intervertebral disks and the over segmentation problem can be eliminate with the classification process.

To investigate the precision of the proposed segmentation process, a second study was conducted. The metrics used to evaluate the automatic segmentation is the volume measured in voxles and the DSC which quantifies the superposition between the volume estimated by the automatic process and the real volume estimated by manual segmentation done by 3 experts. Results show that the DSC can reach up to 0.79 ( $\pm 0.04$ ) depending on MRI sequences used. Moreover, five factors that can possibly influence the results of the automatic segmentation were evaluated: inter-patient variability, position of the disk relative to the apex of the curvature, the type of MRI sequence, the degree of severity of the scoliosis and the user (expert). Among these studied factors, only the type of MRI sequence had an effect on the results of the proposed automatic segmentation

process. Therefore, it is important to choose the proper MRI to obtain satisfactory results of the automatic segmentation of the intervertebral disks. The measurement of the volumes showed that the proposed method systematically underestimated the size of the disks and that in the sagittal plane, the distance between the more posterior points of the segmented disk and to the one obtained from the manual segmentation, has a mean value of 1.8 mm ( $\pm 0.8$  mm). Lastly, the results also showed that the inter users variability (manual segmentation) is slightly superior to the variability between the manual segmentation and the automatic segmentation. This confirms that the automatic segmentation is as reliable as the manual segmentation done by experts

Following the automatic segmentation of the intervertebral disks, is a study on the 3D/2D registration between pre-operative MRI data of the patient lying supine and intraoperative X-ray data of the patient lying on the side. This study investigates the use of an articulated model in a registration context involving semi rigid structure like the spine. The articulated model of the spine is presented as consecutive articulation linking each vertebrae one to the other. A change in the patient positioning between image acquisitions modifies the relative position of the vertebra in the 3D space. With a single X-ray in the sagittal plane, the optimization process developed to minimize the error between the retro projection points of the 3D model and the corresponding points on the X-ray results in a known vertebral dislocation problem in the lateral plane. Therefore the use of an articulated model, consisting of a vector of translations and rotations linking each vertebrae of the spine, is used to constrain the solution during the optimization process. The validation of the 3D/2D registration technique is done in two phases. The first phase consists of using simulated intraoperative data with the addition of normally distributed random noises. The results of the simulations showed that the mTRE 3D error is of 4.42 mm ( $\pm 0.83$ ) for a noise level corresponding to an error 0.9 mm in the manual identification of control points. The results of the second phase of the study showed that for the three clinical cases of scoliotic patients, the mTRE 3D is of 3.38 mm. Hence the study demonstrates that it is possible to achieve a 3D/2D registration with a single

intraoperative X-ray of patient presenting a change of posture if a constraint is used in the optimization process.

Finally for a patient presenting a change of posture, the rigid registration of the control points located at the interface disk/vertebra has to be followed by an elastic registration so that the new space between two consecutive vertebrae can be filled up properly with the intervertebral disk. A preliminary study illustrated that it was possible to deform the disk with the same control points as the ones used for the rigid registration. The proposed technique consists of a 3D/3D elastic registration performed with kriging combined with a criteria of cross validation to automatically choose the optimal combination of polynomial able to best predict the type of deformation occurring in the different spine level during a specific change of posture. The preliminary study illustrates that from 10 control points and over, the results of the proposed elastic deformation method do not change significantly. Also, using three simulations of different deformations and 10 control points for each intervertebral disk, results showed that the choice of the type of polynomial used in the kriging equation is important since the mean error on the validation points can be up to three times higher depending on the type of polynomials used.

With this project, we can conclude that the automatic segmentation is possible with the use of gradient and textural information and can be obtained with a precision superior to 2 mm in the transverse direction. We can also conclude that it is possible to achieve a 3D/2D registration with a single intraoperative X-ray plane with the use of an articulated model which takes into account the change of the relative position of the vertebrae while constraining the solution in a plausible zone.

The innovation for the proposed application first lies in an automatic segmentation method which takes advantages of gradient and textural information of MR images and

the use of contour detection technique based on watershed and pattern recognition. The innovation also comes from the proposed 3D/2D registration technique that can be done with a single intraoperative X-Ray and which allows the registration of an articulated structure like the spine.

## TABLE DES MATIÈRES

|   |      |
|---|------|
| DÉDICACE .....  | III  |
| REMERCIEMENTS.....  | IV   |
| RÉSUMÉ .....  | VI   |
| ABSTRACT.....   | XI   |
| TABLE DES MATIÈRES .....  | XVI  |
| LISTE DES TABLEAUX.....   | XXI  |
| LISTE DES FIGURES .....   | XXII |
| LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS .....  | XXIV |
| LISTE DES ANNEXES .....   | XXV  |
| CHAPITRE 1 INTRODUCTION .....   | 1    |
| 1.1 Contribution de la thèse .....  | 3    |
| 1.2 Organisation de la thèse .....  | 5    |
| CHAPITRE 2 REVUE DES CONNAISSANCES.....   | 8    |
| 2.1 L’anatomie vertébrale et intra-thoracique.....  | 8    |
| 2.1.1 Le disque intervertébral .....  | 9    |
| 2.2 La scoliose idiopathique .....  | 11   |
| 2.3 La discectomie par thoracoscopie.....   | 12   |
| 2.4 La chirurgie assistée par ordinateur pour les procédures minimalement<br>invasives..... | 16   |
| 2.5 La segmentation d’images médicales .....  | 18   |
| 2.5.1 Classification par reconnaissance de formes .....                                     | 19   |
| 2.5.2 Modèles déformables .....   | 23   |



|   |   |    |
|---|---|----|
| 2.5.3   | La technique du watershed.....                            | 28 |
| 2.6   | Recalage 3D/2D .....                                      | 29 |
| 2.6.1   | Techniques basées sur l'intensité.....                    | 29 |
| 2.6.2   | Techniques basées sur les caractéristiques de formes..... | 31 |
| 2.7   | Recalage élastique.....                                   | 34 |
| CHAPITRE 3 CONTEXTE MÉTHODOLOGIQUE.....   |   | 37 |
| 3.1   | Hypothèses .....  | 42 |
| 3.2   | Objectifs.....  | 43 |
| 3.3   | Approche générale .....                                   | 45 |
| CHAPITRE 4 PRESENTATION DE L'ARTICLE 1 - TEXTURE ANALYSIS FOR<br>AUTOMATIC SEGMENTATION OF INTERVERTEBRAL DISKS OF SCOLIOTIC<br>SPINES FROM MR IMAGES (PUBLIÉ, IEEE TRANSACTION ON INFORMATION<br>TECHNOLOGY IN BIOMEDECINE, JUILLET 2009)..... |   | 51 |
| 4.1   | Introduction.....   | 53 |
| 4.2   | MATERIALS AND METHODS.....                                | 58 |
| 4.2.1   | Patient Databases .....                                   | 59 |
| 4.2.2   | Image Acquisition Sequences.....                          | 61 |
| 4.2.3   | Automatic Image Segmentation.....                         | 62 |
| 4.2.4   | Features Extraction .....                                 | 66 |
| 4.2.5   | Features Selection .....                                  | 71 |
| 4.2.6   | Classification.....                                       | 72 |
| 4.2.7   | Validation of the Classification Method.....              | 73 |
| 4.3   | Results.....  | 74 |
| 4.3.1   | Evaluation of the Features Selection Phase .....          | 75 |

|   |   |     |
|---|---|-----|
| 4.3.2   | Performance of the Classification Process.....            | 81  |
| 4.4   | Discussion.....   | 82  |
| 4.5   | Conclusion .....  | 84  |
| 4.6   | References.....   | 86  |
| CHAPITRE 5 PRÉSENTATION DE L'ARTICLE 2 - QUANTITATIVE         |   |     |
| EVALUATION OF AN AUTOMATIC SEGMENTATION METHOD FOR 3D         |   |     |
| RECONSTRUCTION OF INTERVERTEBRAL SCOLIOTIC DISKS FROM MR      |   |     |
| IMAGES (SOUMIS, MAGNETIC RESONANCE IMAGING AOÛT 2009) .....   |   |     |
| 5.1   | Introduction.....   | 95  |
| 5.2   | Materials and Methods.....                                | 98  |
| 5.2.1   | Image Acquisition Sequences.....                          | 98  |
| 5.2.2   | Automatic 3D Reconstruction of Intervertebral Disks ..... | 99  |
| 5.2.3   | Evaluation of the Automatic Segmentation .....            | 104 |
| 5.3   | Results.....  | 107 |
| 5.3.1   | 3D Similarity Measure.....                                | 107 |
| 5.3.2   | 2D Similarity Measure.....                                | 111 |
| 5.3.3   | Variability of the 3D DSC Results.....                    | 114 |
| 5.3.4   | Robustness .....  | 115 |
| 5.4   | Discussion and Conclusion.....                            | 116 |
| 5.5   | References.....   | 120 |
| CHAPITRE 6 PRÉSENTATION DE L'ARTICLE 3 - REGISTRATION OF A    |   |     |
| PREOPERATIVE MODEL OF THE SPINE USING A SINGLE INTRAOPERATIVE |   |     |
| X-RAY (ACCEPTÉ AVEC RÉVISION COMPUTERIZED MEDICAL IMAGING AND |   |     |
| GRAPHICS, MARS 2010) .....                                    |   |     |
|   |   | 123 |

|  |  |     |
|--|--|-----|
| 6.1  | Introduction.....  | 125 |
| 6.2  | Materials and Methods.....   | 129 |
| 6.2.1  | Image Data Acquisition .....   | 129 |
| 6.2.2  | X-ray Calibration .....  | 131 |
| 6.2.3  | 3D/2D Registration Procedure.....  | 132 |
| 6.2.4  | Articulated Model .....  | 133 |
| 6.2.5  | Validation procedure.....  | 136 |
| 6.3  | Results.....   | 138 |
| 6.3.1  | Validation using synthetic 2D input .....  | 138 |
| 6.3.2  | Validation using clinical 2D input .....   | 139 |
| 6.4  | Discussion and Conclusion.....   | 140 |
| 6.5  | References.....  | 142 |
| CHAPITRE 7 ÉTUDE PRÉLIMINAIRE SUR LE RECALAGE ÉLASTIQUE DES DISQUES INTERVERTÉBRAUX..... |  | 147 |
| 7.1  | Matériel et méthodes.....  | 147 |
| 7.1.1  | Krigeage des disques intervertébraux .....   | 149 |
| 7.1.2  | Automatisation des paramètres optimaux.....  | 150 |
| 7.1.3  | Évaluation de l'effet du nombre de points de contrôle.....                                       | 153 |
| 7.1.4  | Évaluation de l'effet de différentes dérives et covariances .....                                | 154 |
| 7.2  | Résultats.....   | 154 |
| 7.2.1  | Effet du nombre de points de contrôle.....   | 154 |
| 7.2.2  | Évaluation de l'erreur avec choix des paramètres optimaux à l'aide de 10 points de contrôle..... | 155 |

|            |                          |     |
|------------|--------------------------|-----|
| CHAPITRE 8 | DISCUSSION GÉNÉRALE..... | 158 |
| CHAPITRE 9 | CONCLUSION.....          | 163 |
| RÉFÉRENCES | .....                    | 166 |
| ANNEXES    | .....                    | 180 |

## LISTE DES TABLEAUX

|   |     |
|---|-----|
| Table 4.1: List of statistical and spectral texture features used to discriminate<br>intervertebral disks from background regions. .... | 68  |
| Table 4.2 : Events that assign True Positive (TP), False Negative (FN), True Negative<br>(TN) and False Positive (FP). ....             | 74  |
| Table 4.3 : Rate of good classification (C) for the three types of MR acquisition .....   | 79  |
| Table 4.4 : Performance metrics according to the three types of MR .....  | 81  |
| Table 5.1 : Mean 3D Dice Similarity Coefficient. ....   | 107 |
| Table 5.2 : Mean 2D DSC for 3D MEDIC images of nine patients. ....  | 111 |
| Table 5.3 : Mean 2D DSC for Spin Echo images of nine patients. ....   | 112 |
| Table 5.4 : Mean 2D DSC for 3D FISP images of nine patients. ....   | 112 |
| Table 5.5 : Mean 3D DSC.....  | 114 |
| Table 6.1 : Measure of mTRE 3D and mTRE 2D. ....  | 138 |
| Table 6.2 : mTRE 2D and mTRE 3D for each vertebral level of three patients.....   | 140 |
| Table 7.1 Ensemble des configurations étudiées. ....  | 154 |

## LISTE DES FIGURES

|  |     |
|--|-----|
| Figure 1.1 : Exemple du seul type d’information disponible lors de discectomie.....                          | 3   |
| Figure 2.1 : Illustration de la colonne vertébrale .....   | 9   |
| Figure 2.2 : Disque intervertébral .....   | 10  |
| Figure 2.3 : Vue latérale gauche en résection partielle dans le plan médian de la colonne<br>vertébral ..... | 11  |
| Figure 2.4 : Principales composantes d’un système de thoracoscopie. ....                                     | 13  |
| Figure 2.5 : Exemple de disposition des appareils et du personnels .....                                     | 14  |
| Figure 2.6 : Étapes pour la segmentation supervisée et non supervisée. ....                                  | 20  |
| Figure 3.1 : Approche globale du projet .....  | 49  |
| Figure 3.2 : Organisation méthodologique de la thèse en fonction des objectifs. ....                         | 50  |
| Figure 4.1 : Workflow of the steps involved in the classification .....                                      | 59  |
| Figure 4.2 : Three different acquisition sequences for the same patient .....                                | 62  |
| Figure 4.3 : Identification of the internal and external markers. ....                                       | 64  |
| Figure 4.4 : Segmentation results on patient.....  | 65  |
| Figure 4.5 : Example of $S(\theta)$ computation for closed region .....                                      | 70  |
| Figure 4.6 : Pareto charts showing the percentage of variance.....   | 77  |
| Figure 4.7 : Results of the evaluation of the PCA .....  | 78  |
| Figure 4.8 : Distribution of the learning database.....  | 80  |
| Figure 5.1 : Three different acquisition sequences. ....   | 99  |
| Figure 5.2 : Complementary information is found in different imaging planes.....                             | 102 |
| Figure 5.3 : Flow chart of the different steps to obtain the final reconstruction.....                       | 103 |

|   |     |
|---|-----|
| Figure 5.4 : The three graphs represent the volumes .....   | 109 |
| Figure 5.5 : 3D reconstruction of intervertebral disks .....  | 110 |
| Figure 5.6 : Graphs of the 2D DSC relative to slice number .....  | 113 |
| Figure 5.7 : Pareto Chart of the estimated effects.....   | 116 |
| Figure 6.1 : MRI in (a) sagittal and (b) reconstructed axial view.....                                    | 130 |
| Figure 6.2 : Per-operative radiograph with the calibration object. ....                                   | 130 |
| Figure 6.3 : 3D/2D procedure and transformations. ....  | 132 |
| Figure 6.4 : Articulated model showing intervertebral transformations.....                                | 135 |
| Figure 6.5 : Superposition of the target 3D model (shown in transparency) and registered<br>3D model..... | 139 |
| Figure 7.1 : Schéma contextuel de l'application du krigeage.....  | 148 |
| Figure 7.2 : Ensemble des dérives et covariances étudiées. ....   | 151 |
| Figure 7.3 : Schéma d'implémentation du critère de validation croisée.....                                | 152 |
| Figure 7.4 : Position des points de contrôle à l'interface disque/vertèbre .....                          | 153 |
| Figure 7.5 : Effet du nombre de points de contrôle sur la mesure de précision.....                        | 155 |
| Figure 7.6 : Effet de différentes configurations de dérive et de covariance. ....                         | 156 |

## LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

|          |  |
|----------|--|
| 2D       | Bi dimensionel   |
| 3D       | Tri dimensionel  |
| 3D MEDIC | <i>Tri dimensional Multi EchoData Image Combination</i>          |
| 3D FISP  | <i>Tri dimensional Fast Imaging with Steady state Precession</i> |
| CAS      | <i>Computer Assisted Surgery</i>                                 |
| CAO      | Chirurgie Assistée par Ordinateur                                |
| CT       | Computed Tomography  |
| DSC      | <i>Dice Similarity Measure</i>                                   |
| IRM      | Imagerie par Résonance Magnétique                                |
| k-NN     | <i>k Nearest Neighbors</i>                                       |
| mTRE     | <i>Mean Target Registration Error</i>                            |
| PCA      | <i>Principle Component Analysis</i>                              |
| Rx       | Rayon X  |
| VATS     | <i>Video Assisted Thoracoscopic Surgery</i>                      |
| Pd       | <i>Proton density</i>  |
| PDM      | <i>Point Distribution Model</i>                                  |
| ICP      | <i>Iterative Closest Point</i>                                   |
| SPM      | Spline Plaques Minces  |
| TPS      | <i>Thin Plate Spline</i>   |



**LISTE DES ANNEXES**

|          |  |     |
|----------|--|-----|
| ANNEXE 1 | PRÉSENTATION DU RÉSUMÉ 1 - WATERSHED SEGMENTATION<br>OF INTERVERTEBRAL DISKS AND SPINAL CANAL FROM MR<br>IMAGES .....                                      | 178 |
| ANNEXE 2 | PRÉSENTATION DU RÉSUMÉ 2 - PRELIMINARY STUDY FOR<br>MULTIMODAL IMAGE REGISTRATION OF INTERVERTEBRAL<br>DISKS FOR MINIMALLY INVASIVE SURGERY ASSISTANCE ... | 196 |

## CHAPITRE 1 INTRODUCTION

Les chirurgies de la colonne vertébrale par thoracoscopie sont de plus en plus utilisées pour une panoplie de problèmes spinaux telle la biopsie vertébrale, le relâchement antérieur, la résection de tumeur et les discectomies. La discectomie se définit comme étant la résection totale ou partielle du disque intervertébral. Elle peut être indiquée pour plusieurs types d'interventions, par exemple dans un cas de patient atteint de pseudo arthrite, de spondylolisthésis, d'hernie discale ou de scoliose. Pour des cas de patients scoliotiques, une discectomie peut être nécessaire pour redonner de la flexibilité (résection partielle) à une courbure trop rigide et améliorer les résultats de l'instrumentation de la colonne vertébrale et permettre une meilleure correction de la scoliose. Les premières discectomies par thoracoscopie ont émergé au début des années 1990 avec l'avancement technologique de l'imagerie digitale vidéo et se nommaient initialement VATS (Video Assisted Thoracoscopic Surgery). Cet engouement pour les thoracoscopies est principalement dû aux nombreux avantages pour les patients. Ce type de chirurgie permet en effet de réduire l'ampleur des traumatismes induits aux tissus environnants, de réduire le saignement et de diminuer la douleur postopératoire. Les chirurgies minimalement invasives sont accomplies à l'aide d'instruments spécialisés généralement caractérisés par leur aspect allongé permettant ainsi l'accès aux structures anatomiques internes via de petites incisions sur le patient et à l'aide d'une caméra miniature insérée dans le patient qui permet de visualiser le champ opératoire.

Sachant que les disques intervertébraux sont situés entre autre à proximité de la moelle épinière et de l'aorte (au niveau thoracique), la manipulation des instruments de résection doit être faite avec beaucoup de précision et de minutie. Ces gestes précis et minutieux sont difficiles dans un environnement intra-opératoire où seule une image vidéo (sans information de profondeur) d'une petite zone d'intérêt n'est visible. Aussi, les mouvements simultanés de la caméra miniature et des instruments chirurgicaux peuvent amener de la désorientation et rendre plus difficile le travail du chirurgien.

On comprend alors la pertinence d'offrir aux chirurgiens un environnement de réalité augmentée comprenant la visualisation 3D de la colonne (disques et vertèbres). Avec ce système d'assistance chirurgicale le médecin sera en mesure de localiser facilement son instrument par rapport aux structures d'intérêt et pourra aisément visualiser la quantité de disque restant afin de redonner à la colonne le niveau de flexibilité voulu.

À ce jour, il existe une panoplie de systèmes d'assistance chirurgicale pour des cas de chirurgies conventionnelles mais aucune des techniques proposées ne peut être utilisée pour des cas de chirurgie minimalement invasive de la colonne vertébrale principalement en raison du petit champ d'accès disponible et à la nature déformable de la colonne vertébrale.

L'imagerie intra-opératoire disponible dans des cas de thoracoscopie comprend une image vidéo représentant un petit champ de vision (une partie des corps vertébraux entre lesquels se situe le disque à réséquer) et une radiographie normalement prise en début de chirurgie (Figure 1.1b). Un modèle pré-opératoire permettant de visualiser des tissus mous et basé sur l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) permettra d'avoir l'information sur les disques intervertébraux. L'utilisation d'un modèle pré-opératoire entraîne des défis techniques supplémentaires telle la segmentation automatique des disques et le recalage entre la position couchée sur le dos lors de l'acquisition des IRM et la position couchée sur le côté du patient lors de la chirurgie. Le recalage est multimodal (IRM pré-opératoire et Rx intra-opératoire) et devra se faire entre le modèle 3D IRM et une seule vue radiographique tout en recalant de façon rigide les corps vertébraux et de façon élastique les disques de plusieurs niveaux vertébraux simultanément.

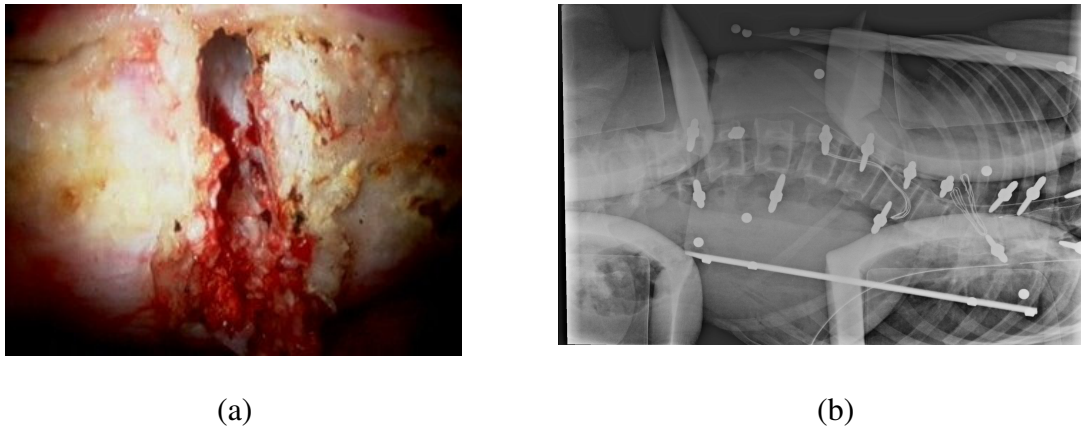


Figure 1.1 : Exemple du seul type d'information disponible lors de discectomie par thoracoscopie. (a) Une trame provenant d'une séquence vidéo disponible pendant la chirurgie de discectomie par thoracoscopie. (b) Un plan Rx intra-opératoire.

Ainsi, nous proposons un système d'assistance chirurgicale pour des discectomies par thoracoscopie de patients scoliotiques. De plus le système d'assistance doit être fonctionnel sans ajout de radiation intra-opératoire. Sachant que de routine, une radiographie est prise en début de chirurgie, c'est avec cette information que le recalage devra être fait. C'est principalement dans ce contexte chirurgical que l'outil de visualisation dont il est question dans ce projet sera développé.

## 1.1 Contribution de la thèse

Ce projet de doctorat s'inscrit dans le domaine de l'imagerie biomédicale et consiste au développement de nouvelles stratégies en segmentation d'IRM, ainsi qu'en recalage 3D/2D afin de bâtir un modèle 3D représentant le patient en position intra-opératoire. Ainsi, ce modèle 3D sera prêt à être utilisé par un système d'assistance chirurgicale lors de chirurgies minimalement invasives et représentera la position du patient lors de l'opération. Un des plus grands défis pour la partie de la segmentation est l'automatisation du processus et la conservation d'une précision adéquate pour la

dissectomie. Pour la partie du recalage, un des grands défis est le traitement d'une structure semi rigide, l'utilisation d'imagerie multimodale et la disponibilité d'une seule radiographie per-opératoire.

En étudiant en premier lieu la possibilité de segmenter automatiquement les disques intervertébraux sur les images par résonance magnétique, nous avons démontré que grâce à une segmentation ciblée des images, suivie d'un processus de classification de contours fermés, les disques intervertébraux pouvaient être segmentés. En évaluant par la suite la précision des segmentations à l'aide d'une étude de variabilité et de robustesse sur des images cliniques de patients scoliotiques, nous avons démontré qu'il est envisageable d'utiliser la segmentation automatique pour la création d'un modèle pré-opératoire dans un contexte d'assistance chirurgicale lors de résection de disques intervertébraux de patients scoliotiques.

Afin de mettre à jour ce modèle 3D du patient pour représenter sa position per-opératoire à l'aide d'une seule radiographie per-opératoire, de nouveaux principes d'appariement de points anatomiques jumelés à l'utilisation d'un modèle articulé pour contraindre la solution ont permis d'adresser la difficulté liée au manque d'information de profondeur lors du recalage. Grâce à une validation clinique il a été possible de justifier la pertinence des méthodes proposées qui permettent de résoudre le problème de recalage 3D/2D par une méthode basée sur l'ajout d'*a priori* dans l'optimisation de la solution.

Pour obtenir un modèle 3D complet incluant corps vertébraux et disques intervertébraux, une étude de faisabilité a démontré qu'il était possible, à partir des mêmes points anatomiques utilisés lors du recalage 3D/2D, d'effectuer un recalage élastique des disques intervertébraux. Les résultats de l'étude ont démontré qu'une solution basée sur la technique des splines plaques minces et optimisée automatiquement pour chaque

niveau vertébral et chaque patient, était favorablement envisageable pour caractériser la déformation des disques de la colonne vertébrale lors d'un changement de position.

Ainsi, un apport innovateur du projet est de permettre aux chirurgiens d'avoir accès à de l'information normalement manquante pendant une résection de disques par thoracoscopie sans nécessité d'achat d'appareil d'imagerie supplémentaire et sans radiation supplémentaire pour le patient. Avec la visualisation des disques et des vertèbres en 3D du patient pendant l'opération, un plus grand nombre de chirurgiens sera en mesure de pratiquer des chirurgies minimalement invasives puisque la courbe d'apprentissage sera abaissée et les décisions chirurgicales lors de résection de disques pourront être prises plus facilement et plus rapidement grâce à l'information de profondeur rendue disponible pendant la chirurgie.

## **1.2 Organisation de la thèse**

Cette thèse est organisée en 9 chapitres. Le prochain chapitre traite de la revue de littérature sur les différents sujets couverts par cette thèse au niveau chirurgical et au niveau technique. Pour le volet chirurgical, les sujets traités sont la discectomie ainsi que la chirurgie assistée par ordinateur en minimalement invasif. Pour le volet technique, une revue des différentes techniques de segmentation d'images médicales, de recalage 3D/2D dans le domaine d'assistance chirurgicale et pour terminer sur le recalage élastique.

Le chapitre 3 se penche sur la problématique et les hypothèses et objectifs de la thèse ainsi que sur le cadre méthodologique du projet. Une description détaillée des quatre objectifs liés aux publications d'articles scientifiques est présentée.

Le Chapitre 4 présente une technique de segmentation créant des contours fermés ainsi qu'une classification des zones fermées à l'aide d'un processus de reconnaissance de forme et d'utilisation de critères basés sur des mesures de texture statistique et spectrale afin d'éliminer le problème de sur-segmentation et d'assurer l'automatisation de la méthode. Le Chapitre 4 présente les résultats de cette étude sous forme d'un article intitulé *Texture Analysis for Automatic Segmentation of Intervertebral Disks of Scoliotic Spines from MR Images* publié par « IEEE Transactions on Information Technology in Biomedecine ».

Le chapitre 5 présente l'article sur l'évaluation détaillée de la précision de la méthode intitulé *Quantitative Evaluation of an Automatic Segmentation for 3D Reconstruction of Intervertebral Scoliotic Disks from MR Images* soumis en août 2009 à « Magnetic Resonance Imaging ». L'article montre les résultats d'une évaluation quantitative de la méthode par le biais d'évaluation d'une métrique telle le DSC (Dice Similarity Coefficient) et d'une évaluation de la variabilité de la technique de segmentation automatique sur des images de patients scoliotiques par rapport à la segmentation manuelle effectuée par trois experts. Les résultats ont démontré la pertinence de la technique automatique de segmentation d'images pour des cas de patients scoliotiques en présentant étude de robustesse pour des scoliooses présentant différents niveaux de déformations.

Le chapitre 6 présente l'article qui traite du recalage 3D/2D entre le modèle IRM et une seule image intra-opératoire Rx intitulé *Registration of a Preoperative Model of the Spine Using Single Intraoperative X-Ray* et soumis en mars 2010 à « Computerized Medical Imaging and Graphics ». L'article propose une nouvelle technique de recalage basée sur une méthode utilisant des repères anatomiques ainsi qu'un modèle articulé afin d'ajouter de l'*a priori* dans le système et contrer le problème du manque d'information dû à l'utilisation d'une seule vue intra-opératoire. La validation de cet algorithme faite avec

des simulations de position intra-opératoire et avec trois cas cliniques montre la pertinence de la technique dans un contexte clinique.

Le chapitre 7 traite d'une étude de faisabilité sur l'utilisation d'un recalage élastique basé sur les Splines Plaques Minces afin d'inclure les disques intervertébraux dans le modèle 3D. Les résultats de cette étude nommée *Preliminary Study for Multimodal Image Registration of Intervertebral Disks for Minimally Invasive Surgery Assistance*, présentés à l'annexe 2, ont démontré que la solution proposée permettait de tenir compte de différents niveaux de déformations généralement présents à chacun des disques lors d'un changement de posture.

Le chapitre 8 traite de la discussion de ce travail et présente une récapitulation de la motivation fondamentale de cette thèse, des objectifs atteints ainsi que des retombées qu'apporte ce projet au niveau clinique et au niveau scientifique. Une critique rigoureuse des différents aspects méthodologiques et des résultats obtenus lors des différents travaux accomplis pour l'aboutissement de cette thèse permet de donner une présentation objective du travail.

Le chapitre 9 conclut la thèse avec une synthèse de l'ensemble des travaux, une revue de l'atteinte des objectifs ainsi que la vérification des hypothèses de recherche préalablement posées. Suivra ensuite une liste de recommandations et de perspectives pour pallier aux limites des méthodes adoptées.



## CHAPITRE 2 REVUE DES CONNAISSANCES

Ce chapitre présente une revue des connaissances aux niveaux chirurgical et technique. Ce chapitre est organisé en cinq sections, soit : la discectomie par thoracoscopie (Section 2.3), la chirurgie assistée par ordinateur en minimalement invasif (Section 2.4), la segmentation d'images médicales (Section 2.5), le recalage 3D/2D en orthopédie (Section 2.6) ainsi que le recalage élastique (Section 2.7).

### 2.1 L'anatomie vertébrale et intra-thoracique

La colonne vertébrale est une structure complexe de l'anatomie humaine permettant 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 observables : 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 (Figure 2.1) permettent de maintenir l'équilibre, de compenser le poids du corps et d'absorber les chocs associés à l'activité physique.

La colonne vertébrale chez l'adulte est composée de sept vertèbres cervicales (niveaux C1 à C7), de douze vertèbres thoraciques (niveaux T1 à T12) et de cinq vertèbres lombaires (niveaux L1 à L5). En position antérieure, chaque vertèbre présente une forme cylindrique définie comme étant le corps vertébral et qui est empilée l'une sur l'autre. Les corps vertébraux sont séparés les uns des autres par une structure spongieuse, nommé disque intervertébral, et dont la fonction est d'absorber les chocs tel un ressort lors d'impacts. Sur la partie postérieure, la vertèbre présente un arc vertébral cernant la moelle épinière.

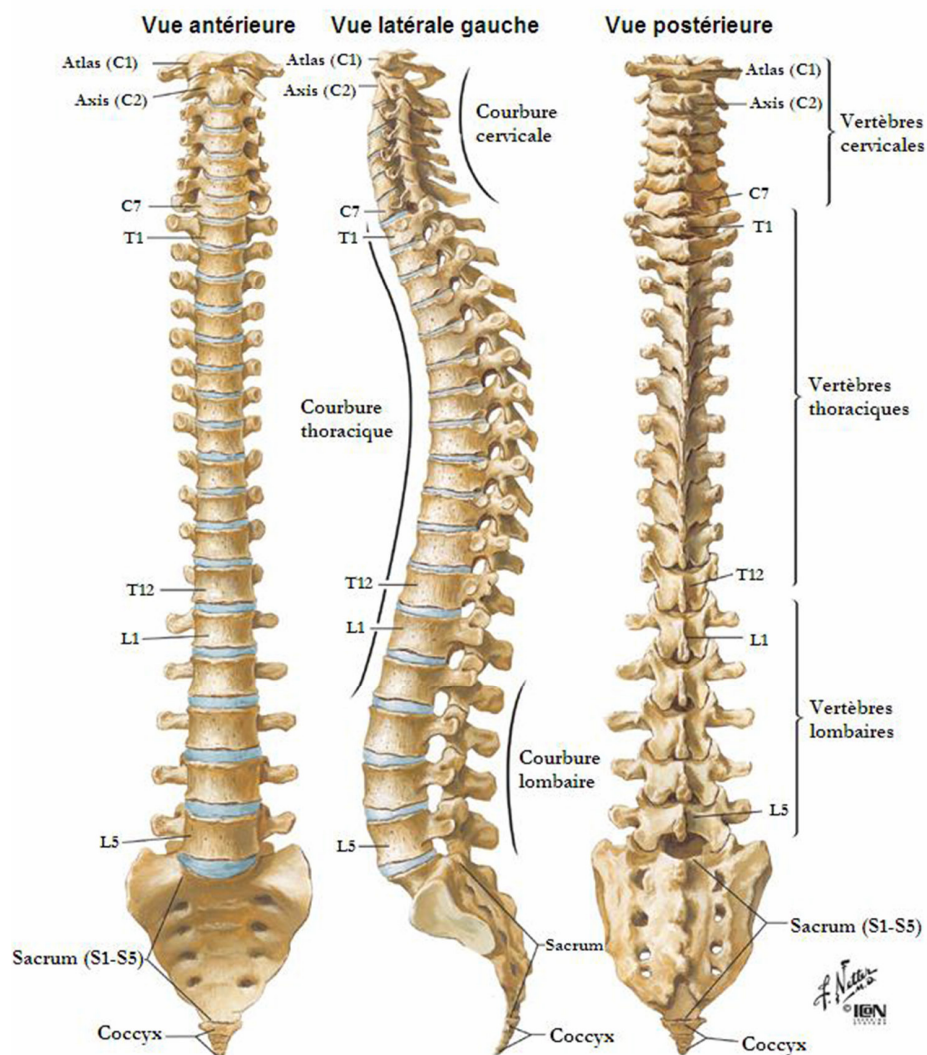


Figure 2.1 : Illustration de la colonne vertébrale en vue antérieure, latérale et postérieure (adapté de Netter et coll. 1999).

### 2.1.1 Le disque intervertébral

Les disques intervertébraux assurent la mobilité de la colonne, absorbent les chocs et répartissent les charges. Chaque disque intervertébral repose sur les plaques cartilagineuses des plateaux vertébraux qui l'entourent. Cette fine lamelle cartilagineuse

recouvre la zone criblée du corps vertébral. Son rôle est d'une importance capitale dans la nutrition du disque intervertébral, car les échanges qui permettent cette nutrition doivent se faire à travers la lame cartilagineuse. Elle est plus fine au centre (1 mm). A ce niveau, le cartilage est bien distinct du nucleus. En revanche, la distinction avec l'annulus est moins nette en périphérie.

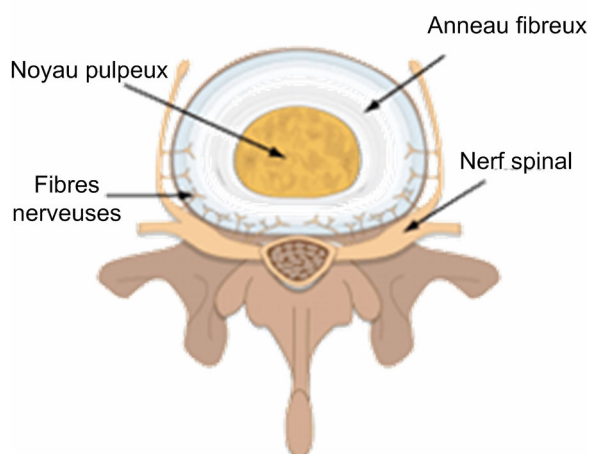


Figure 2.2 : Disque intervertébral

Le nucleus pulposus (noyau pulpeux) est une structure molle en forme de sphère de 1.5 à 2 cm de diamètre (Figure 2.2), de consistance gélatineuse surtout chez le sujet jeune. C'est principalement cette partie du disque qui absorbe les chocs. Sa situation est excentrique en arrière du centre géométrique du corps vertébral. Les deux principaux constituants de la matière extracellulaire du nucleus pulposus sont les fibres de collagène de type II et les protéoglycans. Il est composé d'environ 80% d'eau, 15% de protéoglycan et 5% de fibre de collagène. Les fibres sont réparties dans tous les plans de l'espace et se prolongent dans les plaques cartilagineuses. La composition de la matrice extra cellulaire du nucleus varie avec l'âge. En charge, le nucleus se déshydrate et diminue de volume, en décharge l'eau réintègre le disque. Ce mouvement de va-et-vient sous l'effet des contraintes mécaniques joue un rôle important dans la nutrition du disque.

L'anneau fibreux (Figure 2.2) constitue une véritable structure capsulo-ligamentaire entourant le noyau pulpeux. L'anneau est ferme et sous tension. Les fibres de l'anneau sont entrecroisées de façon à résister à des forces de flexion et de torsion importantes. L'âge, un accident, des facteurs génétique ou pathologique peuvent endommager ou affaiblir l'anneau fibreux. L'affaiblissement de l'anneau fibreux peut résulter en un affaissement et une déshydratation du disque et donner un signal d'intensité différente sur des IRM et rendre plus laborieux la discrimination du disque des structures environnantes

Les ligaments antérieur et postérieur (figure 2.3) juxtaposés aux disques rendent d'autant plus difficile la délimitation du disque lors de la segmentation manuelle sur des IRM.

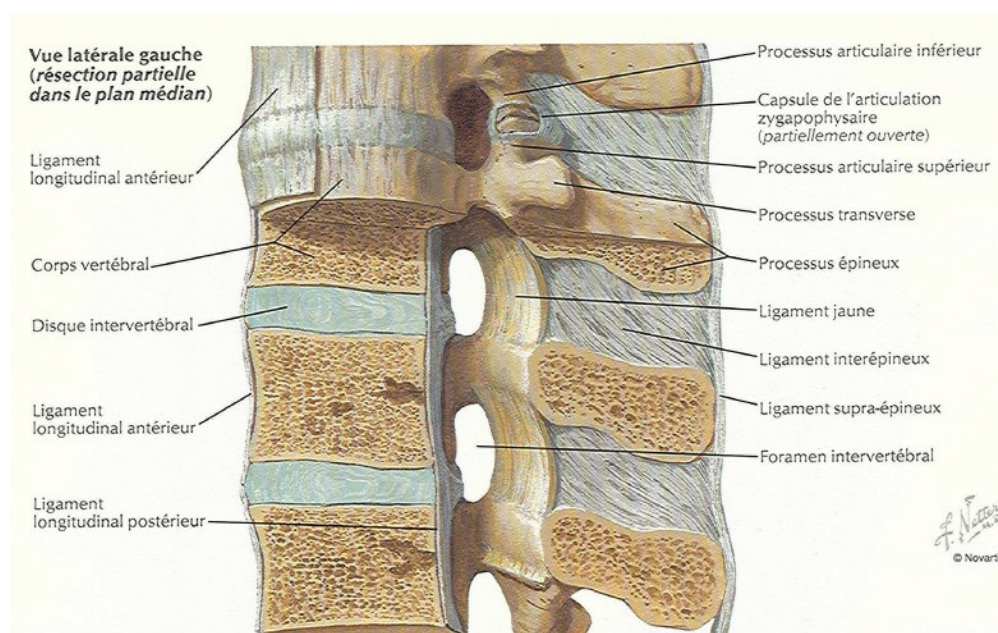


Figure 2.3 : Vue latérale gauche en résection partielle dans le plan médian de la colonne vertébral au niveau thoracique (adapté de Netter et coll. 1999).

## 2.2 La scoliose idiopathique

La scoliose est une déformation complexe tridimensionnelle de la colonne vertébrale entraînant une torsion de la colonne vertébrale et une déformation du thorax et de l'abdomen. 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. Dans le plan frontal il y a une déviation par rapport à la ligne centrale, dans le plan sagittal il peut y avoir une hyperlordose (cambrure), un dos plat ou un dos creux, et dans le plan transversal, la rotation vertébrale s'accompagne d'une gibbosité visible à l'examen clinique. Une des caractéristiques de la scoliose consiste en une déformation structurale évolutive de la colonne dans les trois plans de l'espace.

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, ne représentent qu'une minorité des cas.

### **2.3 La discectomie par thoracoscopie**

La discectomie se définit comme étant la résection de disque intervertébral (partielle ou complète) afin d'effectuer entre autre un relâchement dans les cas de scoliose. Les indications pour effectuer une discectomie sur des patients scoliotiques varient énormément. Par exemple, selon Lenke (2003), les indications pour effectuer une discectomie dans les cas de scolioses sont généralement une hypercyphose, des os immatures ou une courbure de grande amplitude (angle de Cobb supérieure à 45 degrés). La résection de disques intervertébraux permet de maximiser la correction, de réduire le taux de pseudo arthrose et de prévenir la progression de la déformation. Selon Newton et Crawford, les scolioses sont souvent caractérisées par une hypocyphose due à une surcroissance au niveau antérieur. Selon ces auteurs cette surcroissance peut être traitée avec des techniques de réduction antérieure comme la résection de disque ou une instrumentation antérieure en compression. Ces techniques ont montré de bons résultats avec les chirurgies ouvertes et il est maintenant possible de le faire par chirurgie minimalement invasive. Notons que dans les cas de scoliose, la thoracoscopie peut être utilisée dans une approche combinée, c'est-à-dire que la technique minimalement invasive

est utilisée pour effectuer l'excision du disque intervertébral alors que l'instrumentation (correction par vis et tige) est effectuée par une technique ouverte. La thoracoscopie pour la résection de disques intervertébraux est une technique relativement récente encore peu utilisée mais comportant des bénéfices intéressants pour le patient comme nous le verrons plus loin dans cette section.

Afin de bien comprendre ce qu'est une thoracoscopie examinons tout d'abord de quoi est composé le système. Le système de thoracoscopie contient une caméra digitale, un écran vidéo, une source lumineuse, un processeur de signal, une imprimante de cliché, un enregistreur de vidéo et d'images. La source lumineuse se fixe sur la caméra appelée thoracoscope. Comme on peut le voir sur la Figure 2.4(b), cet outil allongé peut être angulé ou pas. Un des avantages d'un thoracoscope angulé est que le chirurgien peut voir toute la zone thoracique simplement en effectuant une rotation autour de l'axe du thoracoscope, aussi, en raison de l'angle, la caméra peut se positionner plus loin de la zone d'opération ce qui laisse plus de place aux instruments. Un désavantage du thoracoscope angulé c'est qu'il ne procure pas une vue directe, ce qui favorise la désorientation et l'illumination est aussi moins directe.

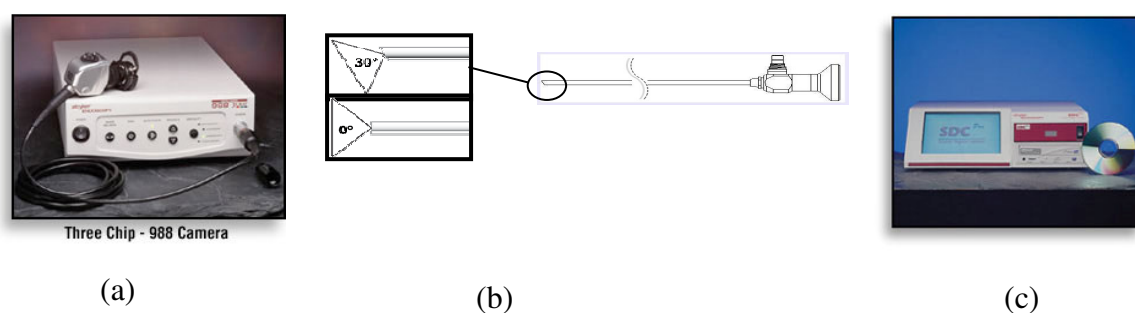


Figure 2.4 : Principales composantes d'un système de thoracoscopie. (a) la caméra, (b) le thoracoscope, (c) l'enregistreur.

La disposition de la salle de chirurgie lors de thoracoscopie est assez standard. De façon générale, le chirurgien et son assistant se placent face au patient qui est en position décubitus latéral alors que l'infirmière se place derrière le patient. Un moniteur vidéo doit être placé directement devant le chirurgien de façon à ce qu'il n'ait pas à tourner sa tête pendant la chirurgie et un second moniteur peut être placé devant l'infirmière (Figure 2.5).

Avec l'arrivée en 1990 de l'imagerie vidéo en endoscopie, on assiste au début de l'aire moderne des chirurgies thoracoscopiques. En effet, jusqu'aux années 80, les chirurgies minimalement invasives se limitent presque exclusivement à l'urologie et la gynécologie (Jaikumar, Kim, & Kam, 2002). L'endoscopie vidéo assistée (*Video Assisted Thoracic Surgery* connue sous le nom de VATS) telle que nous la connaissons aujourd'hui a débuté dans les années 90, plus précisément en 1993 avec l'étude de Mack *et coll.* (Mack, Regan, Bobechko, & Acuff, 1993). Cet article relate une étude d'envergure pour laquelle plusieurs cas de chirurgies thoraciques diverses ont été faits à l'aide de techniques minimalement invasives vidéo assistées. Toutes les procédures telles les abcès spinaux, biopsies du corps vertébral, discectomie et relâchement antérieur ont été faites avec succès. C'est à partir de ce moment que la chirurgie thoracoscopique a aussi été utilisée pour des fusions antérieures, des greffes osseuses, l'instrumentation pour des cas de fractures ou scolioses.

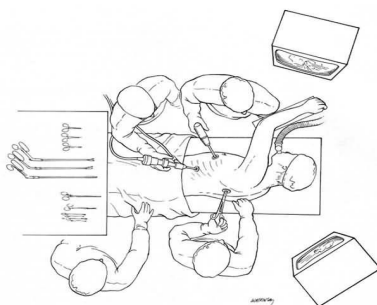


Figure 2.5 : Exemple de disposition des appareils et du personnel lors de chirurgie minimalement invasive.

Aujourd'hui, les techniques de chirurgies minimalement invasives sont utilisées avec succès pour les traitements des problèmes du rachis. Les chirurgiens peuvent effectuer des manipulations complexes à travers de petits ports tout en n'augmentant pas le taux de morbidité comparativement à une chirurgie conventionnelle (Kim, Jaikumar, & Kam, 2002). Les bénéfices de la chirurgie minimalement invasive pour les corrections dans les cas de scoliose sont l'amélioration de l'accessibilité dans les extrêmes de la courbe, diminution du saignement, diminution du temps d'opération et diminution du temps d'hospitalisation (Picetti, Ertl, & Bueff, 2001). Picetti & Pang (2004) déclarent même qu'avec l'expérience du chirurgien en thoracoscopie, il est possible d'améliorer la fusion et le taux de correction. Newton *et coll.* (2003) quant à eux, affirment qu'avec les chirurgies minimalement invasives il est possible de réduire le taux de morbidité comparativement aux chirurgies ouvertes mais procurent des corrections de scoliose comparables pour les deux techniques. Wong, Hee, Yu, & Wong (2004) comparent les résultats de fusion suite à une résection de disque par chirurgie conventionnelle ou par thoracoscopie et concluent que les résultats sont identiques pour les 2 types d'intervention mais que la technique par thoracoscopie entraîne une diminution de perte sanguine pendant l'intervention.

La liste de ces avantages laisse croire que la chirurgie minimalement invasive sera de plus en plus utilisée. Par contre, pour les chirurgiens, la courbe d'apprentissage est élevée. En effet, les chirurgiens doivent surmonter trois principales difficultés :

1. Perception spatiale altérée par un manque d'information de profondeur;
2. Champ de vision restreint à la caméra miniature;
3. Désorientation due au mouvement simultané de la caméra et des instruments chirurgicaux.



Il est donc pertinent de tenter de réduire les problèmes de visualisations rencontrés lors des thoracoscopies en procurant au chirurgien la possibilité d'examiner les structures anatomiques en 3D du patient pendant la chirurgie. Ce système de visualisation permettra également d'accroître la sécurité du patient en permettant au chirurgien de bien localiser par exemple la moelle épinière par rapport à ses instruments chirurgicaux dans les cas de discectomie.

## **2.4 La chirurgie assistée par ordinateur pour les procédures minimalement invasives**

Seulement quelques équipes de recherche travaillent sur la chirurgie assistée par ordinateur pour les procédures minimalement invasives pour différentes applications principalement en cardiologie (Szpala, Wierzbicki, Guiraudon, & Peters, 2005; De Buck *et coll.*, 2005), en otorhinolaryngologie (Hauser, Westermann, & Probst, 1997; Thoranaghatte *et coll.*, 2009) et plus récemment en orthopédie pour les chirurgies thoraciques (Johnson, Stokes, Oskouian, Choi, & King, 2005; Maier *et coll.*, 2007; Assaker, Reynolds, Pertruzon, & Lejeune, 2001; Thoranaghatte, Zheng, Langlotz, & Nolte, 2005; Kim *et coll.*, 2002; van de Kraats, van Walsum, Kendrick, Noordhoek, & Niessen, 2006; Cleary *et coll.*, 2002).

Les solutions apportées en cardiologie ne sont pas applicables pour notre cas clinique d'orthopédie puisque le type d'imagerie utilisée pendant les chirurgies est différent et le cœur est un muscle déformable dans le temps, ce qui nécessite un travail en 4D et entraîne donc une problématique différente.

Les systèmes d'assistance en otorhinolaryngologie sont aussi développés dans un contexte différent. En effet, dans ce cas-ci les zones d'intérêt sont palpables et rigides peu importe la position du patient lors des acquisitions d'images. Dans ces cas, il est donc

possible d'utiliser par exemple des marqueurs collés sur la peau ou des marqueurs non invasifs fixés sur les dents à l'aide d'une structure ajustable sur la dentition des différents patients.

Assaker *et coll.* (2001) ont démontré, à l'aide d'une étude réalisée sur un cas clinique impliquant une discectomie faite sur un patient, que l'utilisation de marqueurs externes fixés sur une vertèbre pour l'imagerie pré-opératoire et conservés pour l'imagerie intra-opératoire était faisable mais difficile. En effet la logistique nécessaire pour transporter le patient de la salle d'opération à la salle de CT et de la salle de CT à la salle d'opération est importante. Cette solution n'est donc pas viable pour tous les hôpitaux.

Plus tard, une autre équipe a proposé une solution impliquant l'utilisation de marqueurs externes seulement pendant l'opération Johnson *et coll.* (2005) ont travaillé sur un système de CAO pour les chirurgies minimalement invasives qui nécessite une imagerie par CT en pré-opératoire ce qui implique une forte dose de radiation si la chirurgie est prévue sur plusieurs niveaux vertébraux. Ces auteurs utilisent aussi des marqueurs percutanés qui nécessitent une incision de 2cm par marqueur, ce qui augmente grandement le nombre de cicatrices et qui augmente l'encombrement lors de la chirurgie surtout si plusieurs niveaux sont imagés en 3D. Finalement le recalage entre les images pré-opératoires et le patient se fait à l'aide de repères anatomiques qui doivent être identifiés manuellement sur le patient par le chirurgien pendant l'opération.

Une autre équipe (Thoranaghatte *et coll.*, 2005) propose une technique d'assistance chirurgicale basée sur un recalage entre un modèle 3D pré-opératoire et les images vidéo provenant du thoracoscope. Cette technique nécessite l'utilisation de petits marqueurs de couleur fixés sur les vertèbres entourant le disque afin de pouvoir les retracer sur les images vidéo calibrées.

Van de Kraats *et coll.* (2004) ont aussi travaillé sur le problème de recalage entre les modèles 3D pré-opératoires et le patient en intra-opératoire. Cette fois cette équipe propose une technique sans recalage invasif. L'équipe examine la possibilité d'utiliser la technique de maximisation d'informations mutuelles afin d'effectuer un recalage non invasif entre des MRI pré-opératoires et des images provenant d'un appareil 3D Rx intra-opératoire. Les résultats du recalage obtenus à l'aide la minimisation de l'entropie donnent des résultats similaires au recalage basé sur des marqueurs anatomiques mais nécessite un appareil 3D Rx intra-opératoire.

Ainsi, à ce jour aucune technique d'assistance chirurgicale pour les procédures minimalement invasives dans le domaine de l'orthopédie, ne permet la visualisation de plusieurs niveaux vertébraux sans fixation de marqueurs externes et avec l'utilisation d'une seule radiographie intra- opératoire. Aussi, comme nous avons pu le voir dans cette section, les systèmes d'assistance chirurgicale pour les chirurgies minimalement invasives de la colonne nécessitent l'utilisation d'un modèle 3D pré-opératoire. L'utilisation d'un modèle pré-opératoire permet d'obtenir de l'information normalement pas disponible pendant l'opération. Par contre, l'obtention du modèle 3D des structures d'intérêts nécessite un traitement d'images afin d'isoler l'information désirée du reste des images. La section suivante traite des principales techniques de segmentation des images pré-opératoires afin d'isoler les structures d'intérêts.

## **2.5 La segmentation d'images médicales**

Les images médicales sont relativement difficiles à segmenter en raison de leurs propriétés telles qu'un faible ratio signal sur bruit et de multiples contours discontinus. La segmentation manuelle implique beaucoup de temps, n'est pas reproductible ni précise en raison des erreurs humaines possibles. Quant aux techniques standards de détection de

contours, elles ne sont pas utilisables en raison des discontinuités et du faible ratio signal sur bruit qui caractérise les images médicales.

Les contours déformables semblent plus adaptés en raison de leur habileté à traiter chaque structure comme un objet unitaire et à produire des contours fermés. Par contre une des faiblesses des contours déformables dans leur plus simple expression est qu'ils sont incapables de traiter l'information tridimensionnelle. Ainsi, les tranches sont traitées indépendamment l'une de l'autre, ce qui peut créer des discontinuités lors de l'étape de reconstruction volumique. Les surfaces déformables sont des modèles 3D qui sont directement applicables sur de l'information volumique comme c'est le cas pour les images IRM ou CT. Afin d'orienter la revue des articles sur les différentes techniques de segmentation applicables sur des images médicales, nous n'examinerons que deux vastes techniques de segmentation: les modèles déformables et les techniques de reconnaissance de forme basées sur les modèles statistiques.

### **2.5.1 Classification par reconnaissance de formes**

La reconnaissance de forme peut se définir comme étant un processus capable de reconnaître, décrire et classifier automatiquement des formes ou des patrons (Jain, Duin, & Jianchang Mao, 2000). Pour les images de résonance magnétique, plusieurs techniques de reconnaissance de forme ont été utilisées pour classifier les différentes composantes visibles sur ce type d'images (Bezdek, Hall, & Clarke, 1993; Clarke et coll., 1995). Bezdek *et coll.* (1993) décrivent bien la différence entre les techniques supervisées et non supervisées (Figure 2.6). Les techniques supervisées nécessitent l'intervention humaine au début du processus de reconnaissance de forme en spécifiant le nombre de classes. Les techniques non supervisées impliquent l'intervention humaine à la fin du processus de façon à ce que les groupes qui ont été trouvés par le système puissent se faire assigner un nom. Étant donné que nous ne voulons pas segmenter une image complète mais bien

segmenter des structures précises (disques intervertébraux) nous nous attarderons sur les techniques supervisées.

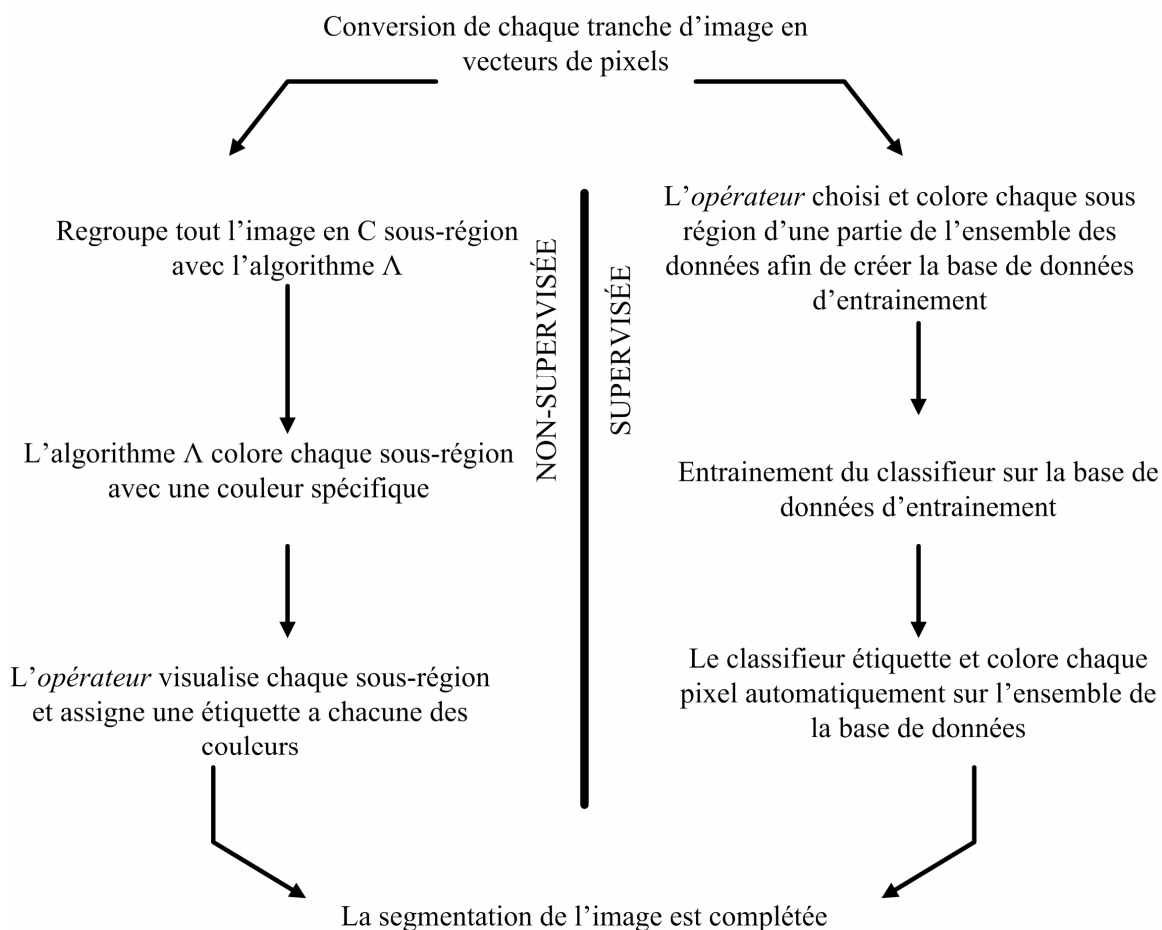


Figure 2.6 : Étapes pour la segmentation supervisée et non supervisée. Adaptée de Bezdek *et coll* (1993).

Dans les articles de Bezdek *et coll.* (1993) et de Clarke *et coll.* (1995), les techniques supervisées sont divisées en approches paramétriques et non paramétriques. L'approche paramétrique sous sa forme la plus connue est l'approche bayésienne. L'hypothèse de base de cette approche est que la densité conditionnelle des classes est connue. Sur les images de résonance magnétique cette hypothèse n'est généralement pas vérifiée. C'est principalement pour cette raison que l'approche paramétrique utilisée par Clarke *et coll.*

(1993) sur des images de résonance du cerveau procure de moins bons résultats que les approches non paramétriques (k-NN et réseaux de neurones). Clarke *et coll.* (1993) ont d'ailleurs aussi démontré que l'utilisation d'une technique supervisée paramétrique basée sur le maximum de vraisemblance, ne donne pas de bons résultats lorsque la base d'apprentissage est la même pour différents patients. Ce problème de résolution inter-patients est un problème important dans notre contexte puisque le but de la technique de segmentation est d'être en mesure de segmenter les vertèbres et les disques de tous les patients qui subiront des discectomies. Avec la technique proposée dans notre projet la qualité des résultats ne devrait pas varier entre les patients.

Alors, étant donné qu'en résonance magnétique, on ne connaît pas la densité conditionnelle des classes, on peut soit estimer la densité en utilisant par exemple la technique de Parzen Window ou directement construire les frontières de décisions en se basant sur un ensemble d'apprentissage par exemple avec la technique du k-NN. Les travaux en neurologie de Solanas, Duay, Cuisenaire, & Thiran (2001) démontrent que la technique du k-NN est très robuste lorsque la métrique de distance de Mahalanobis est utilisée. Les travaux de Clarke *et coll.* (1993) montrent aussi que la technique du k-NN procure des résultats supérieurs en terme de précision et de reproductibilité comparativement à une technique paramétrique ou à un système de réseau de neurones. Le classifieur k-NN semble donc posséder 2 qualités recherchées pour notre application soit la précision et la reproductibilité inter patients.

Notons que la grande majorité des travaux qui ont été effectués en reconnaissance de forme sur les images de résonance magnétique sont dans le domaine de la neurologie pour la segmentation des parties du cerveau (Solanas et coll., 2001; Matsui, Suganami, & Kosugi, 1999; Taxt & Lundervold, 1994; Van Ginneken, Frangi, Staal, Ter Haar Romeny, & Viergever, 2002) et pour la détection de tumeurs (Hagberg, 1998) avec des images multi spectrales (même image obtenue avec différents protocoles d'acquisition).

L'utilisation de données multi-spectrales (différentes séquences IRM pour les mêmes images) permet d'obtenir différentes informations de la même région. En effet, par exemple en utilisant un protocole T1, on obtient de l'information sur la relaxation longitudinale qui correspond à l'énergie dissipée pour que le proton revienne à son état initial suite à l'application du pulse RF. Les protocoles d'acquisition T2 et Pd (*proton density*) représentent respectivement le temps de relaxation transverse et de la quantité de molécules d'eau qui correspondent à des propriétés uniques à chaque type de tissus. Selon Clarke *et coll.* (1998), avec des données multi spectrales, le choix des caractéristiques peut se limiter à l'intensité obtenue selon les différents protocoles. En effet, puisque la réponse (l'intensité) aux différents protocoles est unique pour chacun des tissus (classes), ces caractéristiques peuvent être suffisantes pour bien discriminer certaines classes (Taxt et coll., 1994).

D'autres auteurs (Wells, Grimson, Kikinis, & Jolesz, 1996) stipulent que pour la classification conventionnelle basée sur l'intensité de pixel, il est nécessaire de tenir compte de la variation d'intensité à l'intérieure d'une même séquence d'acquisition pour l'utilisation de certains types de protocoles. Ils ont donc développé une technique qui permet d'utiliser la connaissance *a priori* des propriétés tissulaires conjointement avec la connaissance des inhomogénéités des intensités pour corriger et segmenter les images de résonance.

De leur côté Algorri & Flores-Mangas (2004) utilisent de la reconnaissance de forme pour faire de la classification en travaillant sur les pixels mais en utilisant l'information tridimensionnelle des images de résonance puisque lors de l'utilisation des fuzzy index, les auteurs tiennent compte de la position absolue et relative de chaque pixel dans l'ensemble d'images, des statistiques d'intensité de gris des pixels et des régions sur une image ainsi que sur l'ensemble des images. Notons que ce type de classification nécessite l'utilisation d'images clés qui ont préalablement été segmentées manuellement par un

utilisateur. L'utilisation de l'information tridimensionnelle est une avenue intéressante que nous explorerons aussi dans le développement de notre technique.

### **2.5.2 Modèles déformables**

Selon McInerney & Terzopoulos (1996a); (1996b), les modèles déformables sont capables de s'adapter à une grande variété de formes caractérisées par les structures biologiques qui varient dans le temps et entre les patients. Le nom « modèle déformable » provient du fait que la théorie de l'élasticité est utilisée à travers l'emploi des formules Lagrangiennes dynamiques. Les *snakes* présentés par Kass, Witkin, & Terzopoulos (1987) représentent un cas particulier de la théorie des modèles déformables de McInerney *et coll.* (1996b). De façon générale, le contour est représenté comme une fonction d'énergie qu'on doit minimiser. Cette fonction comprend un terme qui représente l'énergie interne et un terme qui représente l'énergie externe. L'énergie interne est caractérisée par un terme qui régie la tension et un terme qui régie la rigidité. Si on augmente la tension on tend à éliminer les plis et si on augmente la rigidité on rend la courbe moins flexible donc plus lisse. L'énergie externe est définie de façon à ce que le minimum local corresponde au maximum de variation d'intensité (ou autres caractéristiques de l'image). Par exemple on peut choisir l'énergie externe de façon à ce qu'elle corresponde au gradient de l'image convoluée avec un filtre gaussien. Finalement, la fonction initiale d'énergie qui correspond à l'énergie interne et externe doit obéir à la loi de Euler-Lagrange afin de minimiser l'énergie et de retrouver le contour cherché. Selon Maksimovic, Stankovic, & Milovanovic (2000) les avantages du contour actif par rapport aux autres techniques de segmentation est qu'on obtient automatiquement un contour fermé d'une structure ciblée. Ils ont utilisé les contours actifs pour des cas de trauma de la tête afin d'obtenir une reconstruction 3D des lésions.

Cohen & Cohen (1993) ont introduit la notion de pression (ballon) dans leur modèle de contour actif principalement pour surmonter le problème de bruit dans les images de



façon à ce que le système converge plus facilement. Ils utilisent les éléments finis et déforment un cylindre alors que McInerney *et coll.* (1996a) déforment une sphère. Dans ces modèles on intègre les fonctions de Lagrange (fonction d'ordre 1) sur le temps. La formulation de Lagrange permet de facilement intégrer des séquences d'images 3D en posant l'énergie potentielle comme étant fonction du temps. Notons qu'il est possible d'utiliser la notion de ballon en faisant appel à la paramétrisation de Fourier qui décompose la surface en une somme de fonctions sinusoïdales (Staib & Duncan, 1992).

D'autres auteurs ont généralisé les contours actifs en surface active afin de travailler directement en 3D. Ils (Gill, Ladak, Steinman, & Fenster, 2000; Ladak, Milner, & Steinman, 2000) ont utilisé les travaux de surface active appliquée sur des images ultrasonores 3D de Chen & Medioni (1995) pour la segmentation d'artères sur des images de résonance. La technique de surface active avec une énergie de pression a permis de détecter la paroi des artères en trois étapes. La première étape consiste en un positionnement initial interactif du ballon, la deuxième étape consiste en un gonflement automatique du ballon vers les frontières et pour terminer il y a la détection de la paroi de l'artère (critère d'arrêt). La technique du ballon permet d'appliquer une force de pression uniforme dans la direction normale à la surface du ballon. Les segments de droite des triangles qui forment le ballon de départ sont reliés entre eux par des ressorts afin de simuler la tension de surface et pour garder la coquille du ballon lisse. En effet, en raison du bruit, un voxel pourrait être classifié comme faisant partie du contour en raison de son intensité mais la tension de surface élimine cette discontinuité en forçant un lissage. Les avantages de cette technique est que le maillage est raffiné seulement aux endroits où les parois ne sont pas atteintes. Aussi grâce au principe du raffinement de maillage il est possible de détecter des structures qui contiennent des trous. Finalement, la technique du ballon est une technique qui permet simultanément de segmenter et de créer le modèle 3D. Dans les cas d'artères ceci est un grand avantage puisque qu'il est particulièrement difficile d'effectuer la reconstruction 3D à partir d'images 2D dans les zones de bifurcations. Notons par contre qu'un désavantage connu de la technique du ballon est

que si les forces deviennent trop grandes et que le gradient (contour) n'est pas très marqué, le système ne verra pas les frontières (Ray, Acton, Altes, De Lange, & Brookeman, 2003). Dans notre cas, étant donné que la forme de la structure à détecter est très simple (disque intervertébral), et ne varie pas énormément d'une image à l'autre, la reconstruction se fait facilement et donc le principal avantage de la surface active ne constitue pas un attrait pour le projet présenté dans ce document.

Ghanei, Soltanian-Zadeh, & Windham (1998) ont utilisé un modèle de surface 3D dynamique qui se déforme via des forces internes et externes. Les forces externes sont basées sur des caractéristiques provenant de différentes informations sur l'image alors que les forces internes proviennent de l'information sur la forme à segmenter tel que la courbure locale de surface. Ce modèle est un modèle géométrique (non analytique) ce qui lui procure l'avantage d'être plus flexible qu'un modèle analytique. Le modèle géométrique est représenté par un ensemble de triangles. Ils utilisent des termes de forces au lieu d'énergie et ont utilisé la masse et l'accélération des sommets comme processus de déformation. Les forces internes basées sur la courbure permettent de minimiser la courbure local (ce qui procure un lissage) alors que les forces externes basées sur de l'information de l'image (telle que la minimisation de l'énergie de l'image) dirigent le modèle vers les frontières désirées. Le processus de déformation agit sur chacun des sommets et correspond à l'addition des forces externes, internes ainsi que d'une force d'amortissement qui est proportionnelle à la vitesse du sommet. Les auteurs soulignent qu'il serait intéressant d'ajouter de l'information *a priori* dans le système afin de guider la segmentation.

En effet, plusieurs équipes introduisent de l'information *a priori* afin de faciliter la segmentation (Freedman et coll., 2005; Yang, Staib, & Duncan, 2004; Kelemen, Szekely, & Gerig, 1999; Van Ginneken et coll., 2002; Cootes & Taylor, 1999). Selon Van Ginneken et coll. (2002) les stratégies de segmentation dites « model-based ou approche

active », sont très efficaces pour des tâches industrielles. Ce type de segmentation nécessite une connaissance de la forme et donc un apprentissage et la détermination de caractéristiques comme l'intensité. Ces techniques ne sont pas très efficaces dans des cas où il existe une grande variabilité dans la forme et où dans l'intensité de la forme à retrouver dans les images. Les images médicales sont un bon exemple de cas où le bruit et la variabilité inter-patients et même intra-patient peut être grande. Les auteurs (Van Ginneken et al., 2002) tentent donc de proposer une segmentation générique qui permet de créer un modèle (avec ses variabilités) basé sur l'apprentissage (information *a priori*) à l'aide d'exemples. Ce type de segmentation utilise donc des techniques de statistique pour extraire les principales variations des exemples. Ils se sont basés sur les travaux de Cootes, Taylor, Cooper, & Graham (1995) et Cootes *et coll.* (1999) qui combinent les modèles actifs avec des techniques de reconnaissance de forme. Par contre, au lieu de prendre la dérivée première normalisée comme modèle de variation de niveaux de gris autour des frontières des objets, ils utilisent des descripteurs d'images trouvés à l'aide des moments d'un histogramme local obtenu sur des images filtrées. Ensuite une analyse statistique permet de trouver quels descripteurs sont les plus informatifs pour chacun des points de contrôle. Ensuite le classifieur KNN (avec les caractéristiques optimales) est utilisé pour calculer le déplacement pendant l'optimisation. Cette combinaison de méthodes semble très intéressante et c'est l'avenue que nous explorerons pour notre projet.

Kaus *et coll.* (2003) proposent une méthode de PDM (*Point Distribution Model*) pour des informations volumiques. Cette technique nécessite donc des points de contrôles qui doivent être localisés de façon consistante entre les formes. Pour une surface le nombre de points est important et effectuer ce travail manuellement n'est pas efficace. Avec ce type de technique on doit faire correspondre le mieux possible des points de contrôle de l'image aux points de contrôle de l'ensemble d'apprentissage. Ceci nécessite une étape de recalage afin d'établir la correspondance. Ensuite on effectue une étape de reconfiguration de maillage ou on tente de minimiser l'énergie interne et externe. On

ajoute un terme alpha qui permet de faire un compromis entre l'image segmentée et le modèle. Ces auteurs proposent une technique intéressante qui combine bien modèle déformable et l'information *a priori* avec un ensemble d'apprentissage. La précision qu'ils ont obtenue est de 1.5 mm avec le principe du «leave one out» n'est pas adéquate pour l'application dont il est question dans cette thèse et l'étape de recalage avec des points de contrôle sur une structure sans protubérance comme le disque ajouterait une difficulté importante à notre application.

D'autres équipes travaillent aussi sur l'ajout d'information *a priori* sur la forme de la structure à segmenter afin de limiter les variations possibles des contours lors de l'application de la technique de modèle déformable. Selon Kelemen *et coll.* (1999), les problèmes reliés au fait que les modèles déformables doivent être bien initialisés (avoir un point de départ pas trop loin de la solution) est du au fait que les images médicales ne sont pas parfaites et comportent du bruit. Ce bruit agit comme des attracteurs de contours ce qui fait que le modèle peut converger vers une énergie minimum erronée. Les contours actifs pourraient devenir plus robustes si la déformation du contour (*snakes*) était limitée à l'intérieur d'une zone normale de variation de formes. A la différence de Cootes *et coll.* (1995), Kelemen *et coll.* (1999) effectuent une analyse statistique sur un ensemble d'apprentissage et tente de déterminer les caractéristiques les plus importantes capables de représenter la forme en utilisant la technique de PCA. Ils ont démontrés par exemple qu'en prenant les 10 premières valeurs propres ils arrivaient à caractériser 99% des variations de forme de leur ensemble d'apprentissage. Une fois que le modèle statistique décrit bien la forme, ils incorporent un modèle pour l'intensité de gris en examinant les statistiques en 1D suivant la normale des points à la surface. Une fois que leur modèle contient de l'information statistique sur la forme et l'intensité de gris, ils peuvent effectuer la segmentation en déformant le modèle de façon élastique.

Le désavantage de toutes ces techniques de modèles déformables est qu'elles nécessitent de nombreux réglages de paramètres initiaux. D'ailleurs, les résultats de ces techniques sont fortement dépendants du réglage des paramètres initiaux et nécessitent donc l'intervention d'un utilisateur. Peu de techniques ne nécessitent pas de réglages de paramètres initiaux, et la technique du watershed en est une.

### **2.5.3 La technique du watershed**

La technique du *Watershed* à été utilisée en combinaison avec d'autres techniques en cardiologie sur des images ultrasonores (Cheng, Foo, & Krishnan, 2006), en neurologie sur des IRM (Cates, Whitaker, & Jones, 2005; Dokladal et coll., 2003; Grau, Alcaniz Raya, Monserrat, Juan, & Marti-Bonmati, 2004) et les résultats ont montrés que la technique est en mesure de bien gérer les variations de topologies et de formes des structures d'intérêts mais aucune étude n'a démontrée sont efficacité pour des cas de déformation rachidienne. Le principe du *watershed* est basé sur la détection de crêtes et de vallées. Pour l'application de la technique du *watershed*, les images sont vues comme des images topologiques où l'intensité représente l'altitude des pixels. L'image est inondée à partir d'un minimum, ce qui permet de délimiter les bassins et les crêtes de différentes structures anatomiques, tout dépendant du niveau de l'inondation. Les crêtes visibles pour un niveau d'inondation donné représentent les lignes de contour du *watershed* et les bassins de rétention représentent des régions d'intensités homogènes. Par contre il est bien connu que l'utilisation du *watershed* mène souvent à des problèmes de sur-segmentation (Grau et coll., 2004; Vincent & Soille, 1991; Tek, Dempster, & Kale, 2004) et les contours recherchés sont perdus dans un amas de contours non pertinents. Des études ont démontré qu'afin de restreindre le problème de sur-segmentation il est possible de retirer les contours non pertinents *a posteriori* (Cates et coll., 2005) ou de modifier l'image de gradient sur laquelle le *watershed* est appliqué (Vincent et coll., 1991) et qu'il est même possible d'introduire des notions d'*a priori* sur la forme de la structure à détecter (Grau et coll., 2004).

Une fois les images segmentées il est possible d'effectuer une reconstruction 3D des structures d'intérêts. Dans l'application clinique qui concerne ce projet, plusieurs structures (disques intervertébraux) sont segmentées sur une même image et la reconstruction 3D des structures permet d'avoir la position du patient en décubitus dorsal pendant l'acquisition IRM. Par contre, l'information tridimensionnelle du patient doit représenter la position intra-opératoire du patient soit en décubitus latéral. Le modèle 3D doit donc être recalé à l'aide d'un Rx intra-opératoire afin de présenter la position du patient pendant l'opération.

## **2.6 Recalage 3D/2D**

Afin de naviguer pendant une intervention chirurgicale sur un modèle 3D reconstruit à l'aide d'images prises en pré-opératoire, il est nécessaire d'effectuer un recalage. Comme nous l'avons vu dans la section de mise en contexte, le recalage peut être fait de façon invasive en pointant directement des surfaces ou des points anatomiques précis ou bien de façon non-invasive à l'aide d'images fluoroscopiques ou ultrasonore prises pendant l'opération. Les techniques pour réaliser ce type de recalage peuvent se baser sur l'intensité des pixels de l'image ou sur des caractéristiques de forme.

### **2.6.1 Techniques basées sur l'intensité**

Lorsque la technique de recalage 2D/3D est basée sur l'intensité on utilise de façon générale l'information de l'image entière pour effectuer la mise en correspondance. L'algorithme qui permet de faire le lien entre ces 2 sources d'informations, tente de positionner dans l'espace le modèle 3D afin que sa projection (rayon X simulé) corresponde à l'image intra-opératoire. Les rotations et translations qu'effectue le modèle 3D sont caractérisées par 6 degrés de liberté. Ainsi, le processus qui permet d'aligner de l'information spatiale (3D) avec de l'information projective (2D) se nomme recalage

2D/3D non invasif basé sur l'intensité. Les trois principales étapes de cette technique est (1) la génération des radiographies simulées, (2) une mesure de la différence de la position et l'orientation entre la radio simulée provenant de l'imagerie pré-opératoire et la radio per opératoire, (3) le calcul d'une nouvelle position et orientation afin de réduire cette différence.

Les principales variations qui existent entre les différentes méthodes basées sur l'intensité reposent sur le choix de la stratégie d'optimisation et sur la mesure de similarité utilisée. En effet, la similarité entre les rayons X simulés et les rayons X intra-opératoire peut être quantifiée de différentes façons. Penney *et coll.* (1998) comparent 6 différentes mesures de similarité sur des images de phantom de vertèbres afin d'évaluer en terme de précision et robustesse laquelle de ces mesures est la plus adéquate. Leur étude démontre que les techniques du patron d'intensité et celle de différence du gradient sont les plus robustes et précises. Hipwell *et coll.* (2003) démontrent également qu'il est possible d'effectuer un recalage 2D/3D entre des images d'angiographie en résonance magnétique et des images fluoroscopiques. Afin d'avoir une image de rayon X reconstruite à partir des images par résonance qui soit le plus proche des images fluoroscopiques obtenues en angio, ils ont développé une technique qui permet de projeter un voxel sur un plan de façon à ce que l'intensité sur le plan soit le plus près possible de l'atténuation logarithmique que subit les photons lorsqu'ils passent à travers les patients. Ces mêmes auteurs (Hipwell *et coll.*, 2003) concluent que les mesures de similarités les plus précises sont la différence de gradient ou le gradient de corrélation et que l'algorithme est plus robuste lorsque les images de résonance sont préalablement segmentées.

L'avantage des techniques basées sur l'intensité des images est qu'elles permettent l'estimation des transformations sur l'image entière mais impliquent en contrepartie un temps de calcul souvent trop important pour le contexte médical. Notons que certains auteurs (Weese *et coll.*, 1997; Livyatan, Yaniv, & Joskowicz, 2003; Penney, Batchelor,

Hill, Hawkes, & Weese, 2001) ont travaillé sur une méthode basée sur l'intensité en n'utilisant que l'information de la structure d'intérêt. Cette méthode permet d'éliminer le problème du temps de calcul mais introduit une étape de segmentation. Birkfellner et coll. (2003) tentent eux aussi de diminuer le temps de calcul en travaillant sur les diverses étapes nécessaires au recalage 2D/3D basé sur l'intensité. Ils démontrent qu'en réduisant le nombre de degrés de liberté, il est possible de réduire le nombre d'itérations et donc le temps pour le recalage.

### **2.6.2 Techniques basées sur les caractéristiques de formes**

Lorsque la technique est basée sur des caractéristiques de forme, l'algorithme extrait des informations de forme (par exemple des points anatomiques précis, des contours de structure des surfaces) sur les images et tente de minimiser la somme des distances entre les caractéristiques utilisées. Les quatre principales étapes sont : (1) d'extraire les caractéristiques sur les images, (2) d'établir la correspondance en terme de minimisation de distance entre les paires de caractéristiques associées à l'image cible (2D) et aux images sources (3D), (3) de tenter de quantifier la présence d'observations aberrantes due à la présence d'instruments chirurgicaux sur les images per opératoires. Cette étape peut être faite en examinant la somme de la distance entre les paires de caractéristiques. La quatrième étape (4) consiste à déterminer une transformation qui minimise de façon optimale les informations aberrantes (Zhang, 1994; Weese et coll., 1997). Finalement les étapes 2 à 4 sont répétées jusqu'à ce qu'il y ait convergence et que la distance entre les paires de caractéristiques soit inférieure à un seuil.

Un algorithme très utilisé pour les techniques basées sur la géométrie est la méthode du ICP (*Iterative Closest Point*) de Besl & McKay (1992). L'algorithme de l'ICP est simple à implanter, ce qui le rend d'autant plus intéressant. La forme à recaler est placée près (en termes de position et d'orientation) de la forme cible. Pour chaque caractéristique sur la forme, un point le plus près est trouvé sur la cible. La distance (la somme des moindres



carrés) entre ces deux points est calculée. Les paramètres de positions et d'orientations sont ajustés de façon itérative dans la direction qui minimise la somme des distances au carré des deux formes. Ce processus est répété jusqu'à ce qu'il y ait convergence. McLaughlin *et coll.* (2005) ont démontré que la technique du ICP est moins robuste que la technique de différence de gradient (basé sur l'intensité) mais 45 fois plus rapide que cette dernière pour des cas d'angio. Feldmar, Ayache, & Betting (1997) ont aussi travaillé avec la technique de l'ICP à partir d'images de résonance magnétique et d'images vidéo ou de fluoroscopie.

Novosad, Cheriet, Petit, & Labelle (2004) ont pour leur part travaillé sur une technique de reconstruction 3D faite à partir d'une technique de recalage 3D/2D explicite en se basant aussi sur la technique de l'ICP. Dans le cas de Novosad *et coll.* (2004) les données de départ de ce type de recalage est un modèle 3D *a priori* de vertèbres pour lequel un ensemble de points (repères anatomiques) sont connus ainsi qu'une image radiographique calibrée sur laquelle les coordonnées d'un ensemble de marqueurs d'un objet de calibrage sont connus. Les auteurs tentent de minimiser une fonction objective mettant en relation la position des repères en 2D et celles de ces mêmes repères en 3D en fonction des paramètres géométriques de translation et de rotation et du modèle de perspective existant entre les coordonnées 3D et 2D de l'image. Ils ajoutent ensuite une contrainte d'alignement pour contraindre les positions en direction sagittale. Les résultats obtenus donnent des résultats intéressants avec une bonne précision. Cette technique sera exploitée dans notre projet puisque le type d'information disponible pour le recalage entre l'image per opératoire et le modèle 3D est identique. Une adaptation devra être faite afin d'accélérer l'identification des points de repères sur l'image intra-opératoire.

Les approches basées sur les caractéristiques de formes ont l'avantage de réduire considérablement la complexité des calculs puisqu'elles n'utilisent qu'une petite portion de l'information de l'image (Liviyatan *et coll.*, 2003). Aussi, dépendamment des

caractéristiques utilisées, ces techniques semblent plus robustes à la variation d'intensité qui existe dans des cas de recalage multimodale (Periaswamy & Farid, 2005). Un autre avantage des techniques basées sur les caractéristiques de forme est qu'elles peuvent aussi être plus robustes au bruit qu'on retrouve dans les images. Un désavantage de ces techniques est qu'elles sont très dépendantes et très sensibles à la précision de l'extraction des caractéristiques (Weese, Buzug, Penney, & Desmedt, 1998) ainsi qu'au retrait des données aberrantes (Lunn et coll., 2003).

Notons que ces 2 types de techniques basées sur l'intensité ou sur les caractéristiques peuvent être influencés par des images obstruées par exemple par des instruments chirurgicaux. Ainsi, il est possible d'avoir des structures qui apparaissent dans une image sans apparaître sur l'image correspondante. Kim & Fessler (2004) et Periaswamy *et coll.* (2005) ont développé une technique de recalage basée sur l'intensité qui permet de tenir compte des obstructions dans un cas de recalage entre des images provenant de la même modalité d'imagerie.

Jusqu'à maintenant, nous avons présenté les différentes techniques de recalage rigide 3D/2D. La colonne vertébrale est par contre une structure semi-rigide de par sa composition de structures déformables (disques intervertébraux) et non déformables (vertèbres). Avec un changement de position, la forme de la colonne vertébrale change. Ce changement de forme dans l'espace peut être décomposé en composante rigide et déformable. Étant donné que les disques intervertébraux sont attachés aux vertèbres, tous les points du modèle 3D des disques à l'interface disque/vertèbre se déplace rigidement lors d'un changement de posture. Par contre, l'espace entre les vertèbres change et provoque une déformation des disques intervertébraux et un recalage élastique est nécessaire.

## 2.7 Recalage élastique

En orthopédie, pour les cas d'insertion de vis pour l'instrumentation d'une vertèbre ou pour fixer une fracture osseuse, le recalage entre le modèle 3D pré-opératoire et l'image intra-opératoire se fait à l'aide de techniques de recalage rigide. Cette hypothèse de structure non déformable n'est plus valide dans les cas de tissus mous comme les disques intervertébraux. En neurochirurgie, le phénomène de déformation est connu sous le nom de «*brain shift*» et est bien documenté (Roberts, Hartov, Kennedy, Miga, & Paulsen, 1998; Nabavi et coll., 2001; Soza et coll., 2003). Avec les techniques de recalage rigide on tente d'aligner les 2 systèmes de coordonnées de façon globale alors que le recalage élastique permet de tenir compte des déplacements locaux. Plusieurs études basent leurs techniques de recalage élastique sur un calcul de distance entre les points les plus proches (Huesman, Klein, Kimdon, Kuo, & Majumdar, 2003; Stytz & Parrott, 1993; Rohr et coll., 2001) alors que d'autres études utilisent des propriétés intrinsèques de surface comme la courbure afin de déterminer le degré de déformation.

La technique de recalage non rigide basée sur les splines plaques minces (SPM) la plus connue est celle de Bookstein (1989). Depuis, plusieurs extensions et améliorations ont été apportées à la technique des splines plaques minces proposées par Bookstein (1989). Johnson & Christensen (2002), par exemple ont utilisé une méthode hybride entre la technique basée sur l'intensité de l'image et la correspondance point à point à l'aide de splines plaques minces. Ce type de recalage basé sur l'intensité n'est pas applicable pour un cas où le recalage élastique doit se faire entre un modèle surfacique et un modèle provenant d'IRM.

Huesman *et coll.* (2003) présentent pour leur part, une méthode de recalage multimodale (IRM et CT) qui comprend simultanément un recalage rigide pour les tissus osseux et un recalage élastique pour les tissus mous qui entourent ces structures osseuses. Le recalage élastique utilisé pour les disques intervertébraux est basé sur la technique des splines

plaques minces. Ce principe de recalage combiné (rigide et élastique) sera utilisé pour notre projet. Par contre le recalage rigide se fera entre le modèle surfacique et les images par résonance magnétique, donc le principe d'information mutuelle ne pourra pas être exploré.

Rohr *et coll.* (2001) ont aussi utilisé le principe des splines plaques mince pour des images neurologiques. Leurs travaux (Behrens, Rohr, & Stiehl, 2003; Rohr, Fornefett, & Stiehl, 2003; Rohr et coll., 2001) soulignent le fait qu'il est important d'ajouter un paramètre de lissage afin de tenir compte des erreurs possibles sur les positions des points de contrôle utilisés dans la technique des splines plaques minces. Cette technique de recalage élastique effectuée à l'aide de points de contrôle est tout à fait adaptée à notre application et aux données disponibles entre les modèles 3D pré et post-déformation.

Notons qu'il est aussi possible de tenir compte de la déformation lors du recalage en modélisant le mécanisme de déformation pour ensuite être en mesure de compenser pour les déformations (Lunn et coll., 2003; Cash, Miga, Sinha, Galloway, & Chapman, 2005). Kybic & Unser (2003) se basent sur les travaux originaux de Szeliski & Coughlan (1997) et utilisent un modèle paramétrique qui permet de modéliser la déformation par un nombre fini de paramètres. Pour minimiser la fonction de coût, ils exploitent la méthode de la descente du gradient. Les caractéristiques utilisées sont une combinaison entre l'intensité des pixels ou voxels et la position des marqueurs (points) représentant des repères anatomiques spécifiques. Dans notre cas il est impossible d'utiliser ce genre de techniques afin de recalibrer l'information entre les données 3D pré-opératoire et le patient car, en chirurgie minimalement invasive, seulement une petite partie des vertèbres (partie antérieure) est visible.

Gefen, Tretiak, & Nissanov (2003) utilisent une technique de recalage élastique basée sur les ondelettes. Cette technique leur a permis de trouver le champ de déformation entre 2

coupes histologiques de cerveau de rats de façon progressive : la déformation globale est tout d'abord trouvée suivie de l'étape de raffinement qui permet de trouver des champs de déformations locales. Cette technique permet d'avoir un compromis entre la précision et la rapidité de calcul. Rohlfing & Maurer Jr. (2003) se préoccupent aussi du temps de calcul en proposant une méthode basée sur une approche multiprocesseurs. Dans notre cas, on ne peut s'inspirer de ces techniques puisque l'application se fait dans un contexte clinique où la vitesse et la précision sont des critères importants.

## CHAPITRE 3 CONTEXTE MÉTHODOLOGIQUE

L'accès restreint aux structures anatomiques lors de chirurgie minimalement invasive amène des défis techniques importants et différents de ceux rencontrés lors du développement de système d'assistance chirurgicale dans des cas de chirurgie ouverte. De plus, les images vidéo disponibles lors d'une thoracoscopie ne procurent pas d'information complète. Par exemple, lors de discectomies prescrites à certains patients scoliotiques afin de redonner de la souplesse à la colonne et d'améliorer les résultats de l'étape d'instrumentation, les chirurgiens effectuent une résection partielle de certains disques intervertébraux. La quantité de disque retiré dépend du niveau de flexibilité que le chirurgien veut redonner au rachis du patient. Sur des images thoracoscopiques aucune information de profondeur n'est disponible et le champ de vision est restreint. L'intérêt de procurer au chirurgien une visualisation des disques et des vertèbres en 3D est alors tout indiqué. Pour ce faire, une étape de préparation du modèle 3D est alors nécessaire. La préparation du modèle comprend une phase de segmentation automatique des disques intervertébraux et une phase de recalage du modèle pré-opératoire afin de représenter la position du patient en début de chirurgie. Par la suite, le modèle pourra être mis à jour tout au long de la chirurgie à l'aide des informations vidéo par exemple. Les solutions développées dans le cadre de ce doctorat couvrent l'étape de la préparation du modèle 3D.

Le système d'assistance chirurgical doit donc être composé d'un modèle 3D pré-opératoire précis des disques intervertébraux et des corps vertébraux. L'utilisation d'une modalité d'imagerie telle l'IRM permet d'obtenir de l'information précise sur ces structures d'intérêts sans radiation ionisante pour le patient.

La segmentation d'images permet de délimiter les contours des structures présentes sur l'image et d'éventuellement obtenir le modèle 3D d'une structure spécifique composant

le volume d'acquisition. Les techniques de segmentation conventionnelles nécessitent souvent l'intervention d'un expert soit pour démarrer le processus de segmentation, soit pour tenter de fixer certains paramètres de façon optimale pour un patient donné. Sachant que la topologie 3D de la colonne de patients scoliotiques varie énormément d'un patient à l'autre, ces techniques ne peuvent être utilisées en clinique puisque la création du modèle 3D des disques intervertébraux nécessiterait un travail important de la part du personnel clinique pour l'ajustement de paramètres pour chacun des disques de chacun des patients ou pour l'identification de points spécifiques sur chacune des images de chacun des patients. De plus, ces techniques étant souvent grandement dépendantes de la qualité de ces ajustements, la qualité de la segmentation pourrait varier d'un utilisateur à l'autre. Lors de la résection d'un disque intervertébral, les gestes chirurgicaux pour le retirer doivent se faire de façon très contrôlée afin de ne pas porter atteinte aux structures anatomiques attenantes telles l'aorte et la moelle épinière. Le modèle 3D du disque doit donc donner de l'information précise et reproductible quant à son volume et à sa position par rapport aux structures environnantes. Ainsi, l'automatisation, la fiabilité et la robustesse des modèles 3D sont des critères importants pour ce type d'intervention en raison de la proximité de structures critiques.

Très peu d'études ont démontré l'efficacité et la précision de la segmentation sur des IRM de la colonne vertébrale. Aucune étude, à notre connaissance, ne traite d'évaluation de segmentation sur de telles images de patients scoliotiques. En effet, les techniques proposées dans la littérature pour la segmentation de colonne vertébrale ne sont pas applicables aux patients scoliotiques soit parce qu'elles reposent sur l'identification de certains points sur une image centrale qui suppose que les images subséquentes et précédentes sont similaires ce qui n'est pas le cas pour des patients scoliotiques, soit en raison d'un *a priori* qui suppose une certaine organisation des disques et des vertèbres dans l'espace, ce qui ne peut être appliqué pour les différentes déformations présentes chez les patients scoliotiques. À partir de ces constatations, deux questions se posent :

**Est-il possible d'obtenir automatiquement un modèle 3D du disque intervertébral de patients scoliotiques à partir d'images par résonance magnétique ?**

**Les modèles 3D des disques intervertébraux obtenus automatiquement procurent-ils une précision adéquate pour la navigation 3D dans le cas de chirurgie minimalement invasive ?**

L'utilisation d'un modèle 3D pré-opératoire conduit à la notion de changement de posture et la nécessité de recalage à l'aide d'information intra-opératoire. Les techniques de recalage rigide les plus utilisées pour les systèmes d'assistance chirurgicale pour les cas de chirurgie conventionnelle sont principalement des techniques basées sur l'anatomie. Ces techniques consistent à localiser des structures anatomiques spécifiques sur le modèle pré-opératoire et à pointer le point correspondant sur le patient pendant la chirurgie. Les structures peuvent être représentées par des points ou des surfaces. Ces techniques ne sont pas utilisables dans un cas de chirurgie minimalement invasive en raison du manque d'accès aux structures. De plus, les caméras utilisées pendant les chirurgies minimalement invasives ne procurent qu'un petit champ de vision de la structure d'intérêt.

Les techniques de recalage, principalement utilisées en neurologie, sont reconnues comme étant très précises mais nécessitent l'utilisation de marqueurs externes fixés rigidement aux structures osseuses avant l'opération de façon à les avoir visibles sur les images pré-opératoires. L'utilisation de ce type de marqueurs peut amener des complications telle une augmentation du risque d'infections, de l'inconfort au patient et la possibilité de ne pas pouvoir utiliser l'outil de navigation. Effectivement si les marqueurs bougent d'une façon ou d'une autre entre l'acquisition des images pré-opératoires et la chirurgie, il n'est plus possible d'effectuer le recalage. De plus, afin de



visualiser plus d'un niveau vertébral à la fois, des marqueurs devraient être fixés sur chacune des vertèbres, ce qui n'est pas envisageable cliniquement.

D'autres techniques basées sur des marqueurs externes de la peau ont plus récemment été utilisées en neurologie. Les résultats sur la précision de ces types de marqueurs visibles sur les images pré-opératoires sont intéressants pour les applications neurologiques. Ce même genre de marqueurs ont été utilisés pour des applications orthopédiques avec beaucoup moins de succès. L'utilisation de marqueurs de la peau pour la colonne n'est pas une solution viable en raison du mouvement de la peau par rapport aux processus épineux causé par différentes postures pendant l'acquisition des images pré-opératoire et intra-opératoire.

Une alternative pour recalibrer le modèle 3D pré-opératoire sur le patient est donc d'utiliser de l'information 2D intra-opératoire. D'ailleurs ce type de recalage pourrait non seulement être utilisé pour des systèmes d'assistance de chirurgies minimalement invasive mais aussi pour des chirurgies conventionnelles. La mise à jour multimodale 3D/2D est un problème mathématique difficile à résoudre. En effet, les techniques présentées dans la littérature dépendent d'algorithmes d'optimisation itératifs basés sur des correspondances de points entre les images et la résolution d'un système complexe d'équations non-linéaires. Ainsi, les transformations spatiales sont mises à jour jusqu'à ce que la projection du modèle 3D soit le plus près de l'image per-opératoire. La revue de littérature nous a aussi informé que les techniques de recalage 3D/2D utilisent plus d'un plan 2D afin de vérifier leur critères de similarité basé sur l'intensité, sur des caractéristiques géométriques ou sur une combinaison des deux. L'utilisation de plus d'une vue 2D permet de pallier au manque d'information de profondeur de l'image 2D et de diminuer l'effet de la variation d'intensité inter-patients pour une même structure. L'utilisation d'un grand nombre de radiographies (9 à 15 Rx) tel que validé dans l'étude de Tomazevic *et coll.* (2006) n'est pas une solution envisageable pour l'application de

chirurgie minimalement invasive. Bref, jusqu'à maintenant, les travaux faits sur le recalage 3D/2D de la colonne utilisent plus d'une radiographie intra-opératoire et/ou l'utilisation de modalité d'imagerie corrélée comme le CT et le RX, ce qui n'est pas applicable dans notre contexte clinique. Ainsi, une troisième question est soulevée :

**L'information 3D du patient couché sur le dos provenant de l'IRM peut-elle être mise à jour à l'aide d'un seul plan 2D Rx intra-opératoire du patient couché sur le côté afin de refléter le changement de posture du patient ?**

Suite au recalage rigide 3D/2D de plusieurs niveaux vertébraux, les disques doivent être déformés afin de s'ajuster au changement de position. Avec les techniques de recalage rigide on tente d'aligner les 2 systèmes de coordonnées de façon globale alors que le recalage élastique permet de tenir compte des déplacements locaux d'une structure donnée. Ce recalage élastique doit être fait à partir des mêmes points de contrôle que ceux utilisés lors du recalage 3D/2D et doit tenir compte automatiquement de différents niveaux de déformation associés à chacun des niveaux vertébraux.

La revue de littérature nous a montré que les travaux sur le recalage élastique d'images médicales ont débuté principalement en neurologie en raison du phénomène bien connu de *brain shift*. La technique la plus connue de recalage non rigide basée sur les splines plaques minces (SPM) est celle de Bookstein (1989). Depuis, plusieurs extensions et améliorations ont été apportées à la technique des splines plaques minces proposées par Bookstein mais aucune de ces améliorations ne permet de tenir compte de différents niveaux de déformation. Ainsi, une quatrième question est soulevée :

**L'information des 10 points de contrôle par disque intervertébral est-elle suffisante pour effectuer un recalage élastique simultané de différents niveaux discaux présentant différents niveaux de déformation ?**

### 3.1 Hypothèses

À la lumière de la problématique exposée dans la section précédente, les hypothèses suivantes peuvent être formulées.

**H1.** Le modèle tridimensionnel des disques intervertébraux peut être construit automatiquement à l'aide d'images par résonance magnétique avec une précision d'au moins 2 mm dans la direction transverse afin de représenter précisément la structure d'intérêt principale d'une discectomie par thoracoscopie.

Cette hypothèse ouvre la voie au développement de nouveaux outils informatiques en traitement d'images et en vision 3D. En l'occurrence, le développement d'une technique de segmentation automatique applicable sur des images de résonance magnétique de patients scoliotiques permettra d'obtenir un modèle 3D des disques intervertébraux des patients en position couché sur le dos. Une validation détaillée du modèle 3D ainsi reconstruit comprenant l'évaluation de la précision et de l'effet de différents facteurs sur les résultats de la segmentation permettra de confirmer l'intérêt d'une telle technique de reconstruction 3D automatique et de vérifier l'hypothèse 1.

**H2.** Il est possible d'effectuer une mise à jour du modèle 3D pré-opératoire à l'aide d'un seul plan radiographique intra-opératoire afin de refléter la position du patient lors de la chirurgie en minimisant la différence entre les transformations intervertébrales des deux configurations.

Cette hypothèse comporte deux volets. Le premier volet comprend le recalage rigide des corps vertébraux à l'aide d'une seule image radiographique. Cette étape permet de

s'assurer que les points de contrôle qui seront utilisés lors du recalage élastique des disques, sont positionnés correctement dans l'espace et représentent bien la position du patient lors de la chirurgie. En effet, la validation de la technique utilise la métrique de Target Registration Error (TRE) afin d'évaluer l'erreur tri-dimensionnelle sur ces points anatomiques.

Le deuxième volet consiste à effectuer un recalage élastique des disques intervertébraux suite au recalage rigide des corps vertébraux. En introduisant cette étape, le chirurgien aura un modèle 3D per-opératoire complet de la colonne du patient incluant les disques ainsi que les corps vertébraux.

### **3.2 Objectifs**

L'objectif général de ce projet de recherche est de proposer la construction d'un modèle 3D per-opératoire pour la visualisation lors de chirurgies minimalement invasives de la colonne vertébrale. L'approche favorisée comprend la construction d'un modèle 3D des vertèbres et des disques intervertébraux à partir d'images multimodales (IRM et Rx) ainsi qu'une mise à jour de ce modèle afin de représenter la position du patient au début de la chirurgie.

L'automatisation de la tâche de segmentation des disques intervertébraux est un aspect important du projet de recherche en raison de l'application clinique entourant l'objectif général. En effet, l'utilisation d'un système de réalité augmentée intéresse les chirurgiens surtout si l'introduction de ce système dans les salles d'opérations ne requiert qu'un minimum d'interaction pré-opératoire et intra-opératoire de la part du personnel clinique. C'est dans ce contexte que le premier objectif a été défini.

**Objectif spécifique 1 :** Proposer une technique de segmentation automatique de disques intervertébraux de patients scoliotiques à partir d'images par résonance magnétique.

L'automatisation de la segmentation d'images de résonance magnétique de patients scoliotiques représente une tâche complexe en raison des grandes différences de topologie dues aux différents types, aux différents degrés et aux différents niveaux de déformations. Aussi, l'imagerie par résonance magnétique donne des images très différentes en termes d'intensité de gris selon différents patients et selon l'ajustement des différents paramètres d'acquisition. On reconnaît donc que plusieurs facteurs pourraient influencer la précision d'une technique de segmentation automatique et c'est pourquoi nous proposons l'objectif suivant.

**Objectif spécifique 2 :** Valider la segmentation automatique afin de vérifier la précision et la robustesse pour des cas de patients scoliotiques.

Le recalage permet de déterminer les transformations spatiales pour faire le lien entre les données pré-opératoire et intra-opératoire. Dans le contexte de cette étude, l'information intra-opératoire disponible est limitée à une seule radiographie ce qui nous amène à formuler le troisième objectif.

**Objectif spécifique 3 :** Mise à jour du modèle pré-opératoire 3D IRM à l'aide d'information radiographique intra-opératoire 2D.

Le recalage élastique permet de tenir compte des déplacements locaux de points sur une structure souple. Le recalage élastique est donc utilisé pour modéliser la déformation des disques lors d'un changement de position et constitue le quatrième objectif de la thèse.

**Objectif spécifique 4 :** Recalage élastique des disques intervertébraux afin d'obtenir une visualisation complète de la colonne prête pour la navigation.

### **3.3 Approche générale**

Plusieurs systèmes de chirurgies assistées par ordinateur sont commercialisés et maintenant disponibles pour des cas de chirurgies conventionnelles. Pour des cas de chirurgies minimalement invasives, la problématique est très différente en raison principalement du petit champ d'accès et au manque d'information pertinente des images intra-opératoire. Ainsi les solutions apportées pour les différentes composantes d'un système d'assistance par ordinateur dans un cas de chirurgie conventionnelle ne sont pas applicables pour un cas de chirurgie minimalement invasive.

Dans ce projet de recherche, nous proposons un système de reconstruction 3D qui permet d'obtenir un modèle personnalisé du rachis (vertèbres et disques) du patient, prêt pour la navigation et représentant la position du patient au début de la chirurgie. La construction d'un tel modèle nécessite l'acquisition d'information des structures d'intérêts comme le disque et les corps vertébraux ainsi que la mise en correspondance des informations multimodales (IRM et Rx) pré et intra-opératoires. Ainsi le modèle pré-opératoire subira les transformations rigides et élastiques nécessaires afin de refléter le changement de position du patient entre la position pré-opératoire (couché sur le dos) et intra-opératoire (couché sur le côté). Ce modèle présentant la position du patient en début de chirurgie sera prêt à être utilisé par un outil de navigation.

La Figure 3.1 montre une vue d'ensemble des différentes composantes du système d'assistance chirurgicale en minimalement invasif et expose donc le contexte général du projet de doctorat. L'encadré jaune représente les étapes nécessaires à la création d'un modèle 3D prêt à la navigation. Les éléments à l'extérieur de l'encadré montrent le contexte global d'un système d'assistance chirurgicale en minimalement invasif. Le système de suivi de mouvement permet de connaître en tout temps la position des instruments chirurgicaux et du thoracoscope pendant l'opération afin de pouvoir les représenter en relation avec le modèle 3D du rachis pendant l'opération. Finalement, une mise à jour temps réel de la position des vertèbres pendant la chirurgie à l'aide d'images vidéo permettra éventuellement de modifier le modèle 3D afin de tenir compte des mouvements du rachis pendant l'opération et permettra aussi une mise à jour des disques intervertébraux afin de retirer, sur le modèle 3D, les parties du disque réséqué. Cette mise à jour temps réelle ne fait pas partie des objectifs de la thèse mais fait partie des objectifs du système d'assistance chirurgicale dans son ensemble.

L'encadré jaune de la Figure 3.1 résume l'ensemble des sujets couverts par le projet de doctorat afin d'obtenir un modèle 3D prêt pour la navigation. Il y a tout d'abord l'acquisition IRM pré-opératoire du patient avec la segmentation automatique validée des disques intervertébraux. Une technique de segmentation automatique basée sur la technique de watershed et d'opérateurs morphologiques a d'abord été proposée (**Annexe 1**). Étant donné la tendance de l'algorithme à la sursegmentation, la technique a été raffinée avec l'ajout d'un système de reconnaissance de forme basé sur des caractéristiques de texture (**article 1**). L'étude clinique effectuée sur une cohorte de 11 patients scoliotiques avec trois types d'acquisition d'images par résonance magnétique a permis de démontrer que la technique de classification ainsi que les caractéristiques proposées permettaient de classer les zones fermées créées par la segmentation avec une sensibilité adéquate et viable pour l'application clinique.

Une étude de validation a été proposée afin d'évaluer de façon extensive les résultats de la segmentation automatique des disques intervertébraux (**article 2**). L'évaluation d'un paramètre de similarité de mesure, comparant les résultats de la segmentation automatique avec des segmentations manuelles effectuées par des experts, a permis de vérifier si l'introduction de l'automatisation de la segmentation introduit une variabilité supérieure ou inférieure à la segmentation manuelle. Les résultats de cette étude ont confirmé la pertinence de l'algorithme de segmentation automatique proposé grâce à une étude de variabilité. De plus, l'évaluation de l'effet des principaux facteurs susceptibles d'affecter la qualité de la segmentation automatique, a aussi été vérifiée. L'étude a démontré que parmi les facteurs étudiés, un seul avait une influence significative les résultats. Ainsi l'étude démontre que l'algorithme de segmentation proposé est versatile et peut être utilisé sans modification au type de séquence IRM déjà régulièrement utilisée cliniquement.

Ensuite, 10 points par vertèbres sont identifiés sur le volume créé par les images IRM. Ces points 3D qui touchent l'interface corps vertébraux et disques sont utilisés pour effectuer le recalage 3D/2D. Les points correspondants sont identifiés sur une radiographie intra-opératoire. Cette étape de recalage effectuée à l'aide d'une seule vue radiographique calibrée répond à l'objectif 3 du projet de recherche. Il a déjà été démontré qu'il existe des problèmes inhérents à l'utilisation d'une seule vue lors de recalage 3D/2D. Nous croyons qu'une technique efficace pour pallier à l'information insuffisante du Rx per opératoire est d'ajouter de l'information spatiale en contraignant la solution à l'aide d'un modèle articulé. Le modèle articulé est représenté par des ensembles consécutifs d'articulations intervertébrales reliant chacune des vertèbres. Dans la solution proposée et investiguée dans **l'article 3** le modèle articulé est calculé à partir du modèle 3D pré-opératoire IRM. Grâce au modèle articulé, il est possible d'estimer une première matrice de transformation afin de positionner la vertèbre près de la solution. Cette position estimée constitue la valeur initiale de la position des points dans le processus d'optimisation. Aussi, l'ajout d'une contrainte dans les translations dans la



direction hors plan, permet d'éliminer les problèmes de dislocation de vertèbre dans la direction hors plan. L'étude a été réalisée sur une cohorte de 3 patients scoliotiques et sur des données synthétiques 2D avec l'ajout de différents niveaux de bruits. Les résultats de cette étude nous ont confirmé que l'utilisation d'une seule radiographie per-opératoire pour effectuer le recalage à partir de 10 points de contrôle par vertèbre était réalisable en contraignant la solution à l'aide du modèle articulé.

Suite à l'étape de recalage 3D/2D, la position 3D des 10 points par vertèbre représente la position des vertèbres du patient en début de chirurgie est disponible. Les modèles 3D des disques intervertébraux représentent, quant à eux, la position du patient pendant l'acquisition IRM (décubitus dorsal). Une déformation des disques intervertébraux est donc nécessaire afin de représenter la position intra-opératoire (décubitus latéral). Nous avons donc conduit une étude (**Annexe 2**) qui a révélé qu'un recalage élastique 3D-3D des disques intervertébraux, présentant un changement de posture, pouvait être fait de façon optimale avec les 10 points de contrôle initialement utilisés pour le recalage 3D-2D. Le recalage élastique proposé dans l'étude utilise la technique de krigeage (qui est une généralisation de la technique de SPM) combinée à un critère de validation croisée qui permet de choisir automatiquement la configuration optimale des fonctions mathématiques utilisées pour décrire une déformation donnée. Cet aspect est particulièrement pertinent pour évaluer la déformation des disques de la colonne vertébrale lors d'un changement de position puisque le niveau de déformations varie d'un niveau vertébral à l'autre et d'un patient à l'autre. Ainsi, la technique proposée pour le recalage élastique est une solution originale optimisée automatiquement pour chaque patient et pour chaque disque présentant différents niveaux de déformation. Le recalage élastique des disques complète le modèle per-opératoire qui est prêt à être utilisé pour la navigation.

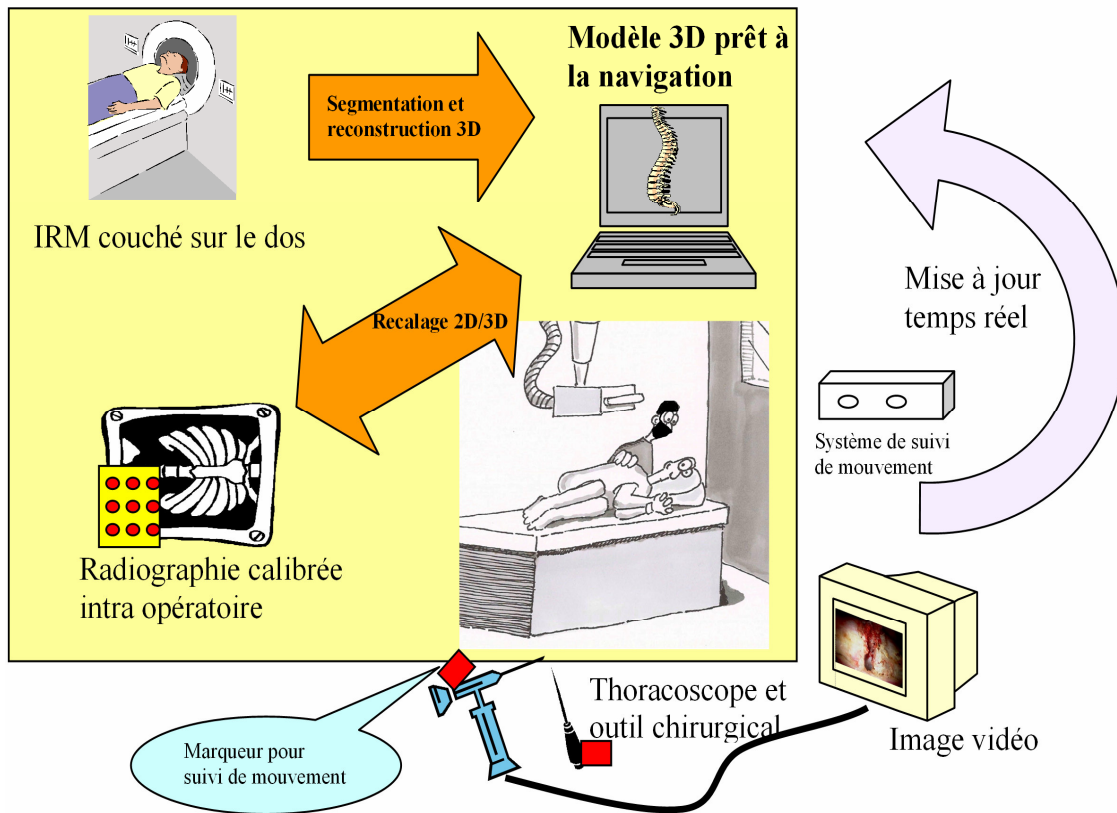


Figure 3.1 : Approche globale du projet

Les détails de l'organisation du travail sont montrés schématiquement à la Figure 3.2 qui présente l'organisation méthodologique de la thèse en fonction des objectifs.

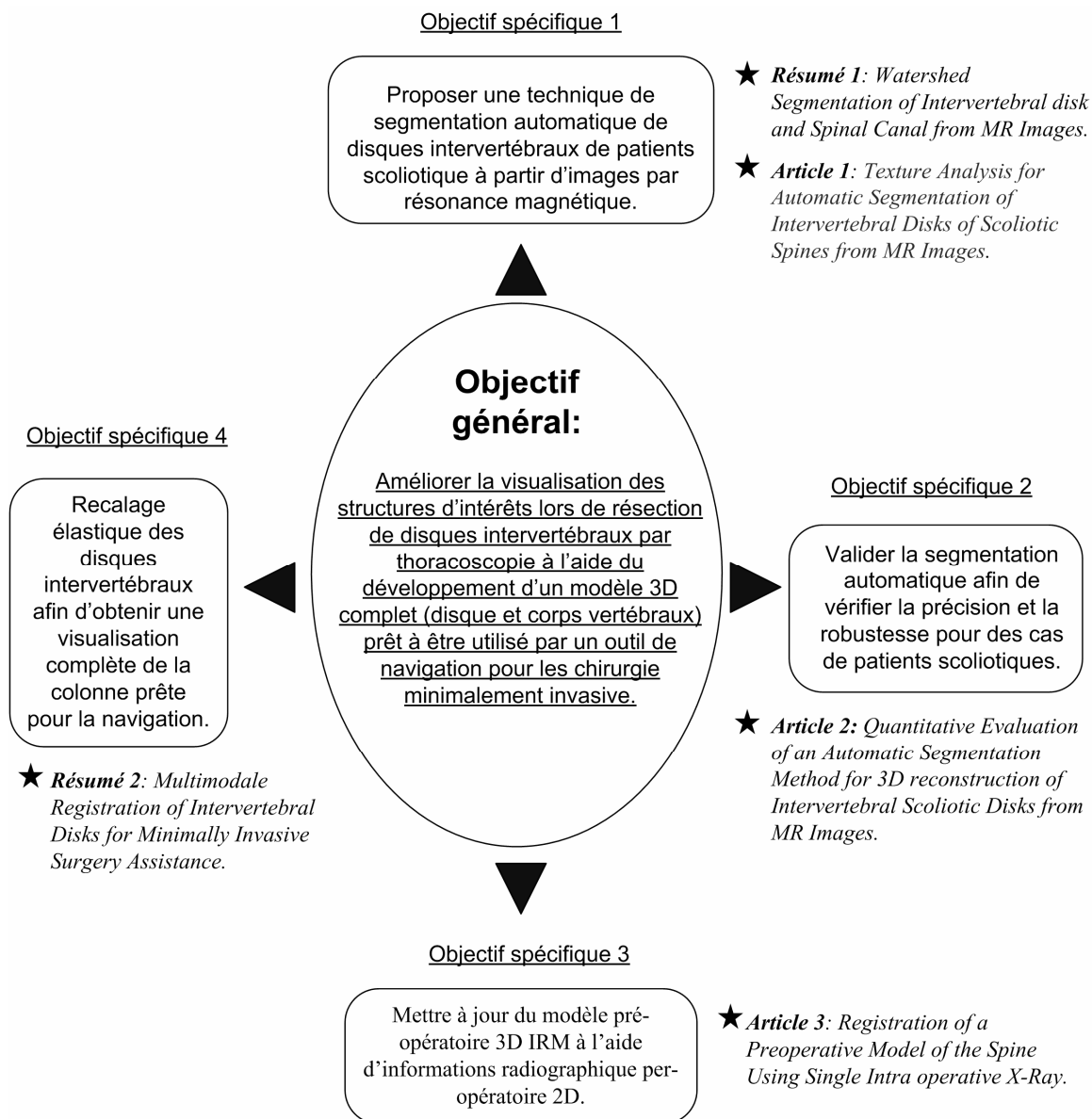


Figure 3.2 : Organisation méthodologique de la thèse en fonction des objectifs.

## **CHAPITRE 4 PRÉSENTATION DE L'ARTICLE 1 - TEXTURE ANALYSIS FOR AUTOMATIC SEGMENTATION OF INTERVERTEBRAL DISKS OF SCOLIOTIC SPINES FROM MR IMAGES**

La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de cet article est évaluée à 85%. Cet article a été publié par la revue IEEE «Transaction on Information Technology in Biomedicine» au mois de juillet 2009.

Cet article répond à l'objectif spécifique 1 (Figure 3.2) qui est de proposer une technique de segmentation automatique des disques intervertébraux de patients scoliotiques à partir d'images par résonance magnétique.

Ce premier article présente les résultats de classification des zones fermées créées par la technique de segmentation automatique initialement proposée (Annexe 1) et brièvement détaillée dans cet article. Les caractéristiques utilisées ont été choisies parmi 22 caractéristiques de textures extraites des zones fermées. La sélection des caractéristiques est basée sur une analyse par composante principale. Les résultats montrent que la technique de classification proposée avec l'utilisation des caractéristiques de texture les plus performantes est en mesure de bien discriminer les disques intervertébraux du reste des structures et élimine le problème de sursegmentation rencontrée dans le résumé et présenté à l'Annexe 1.

## Texture Analysis for Automatic Segmentation of Intervertebral Disks of Scoliotic Spines from MR Images

Claudia Chevrefils Eng.<sup>1,2</sup>, Farida Chériet PhD.<sup>1,2</sup>, Carl-Éric Aubin, PhD.<sup>1,2</sup>, Guy Grimard, MD.<sup>2</sup>

.

- (1) Ecole Polytechnique de Montréal, P.O. Box.6079, Succursale Centre-ville, Montréal, (Québec), Canada, H3C 3A7.
- (2) Sainte-Justine Hospital Research Center, 3175 Cote-Sainte-Catherine, Montreal, (Quebec), Canada, H3T 1C5.

E-mail:

[Claudia.chevrefils@polymtl.ca](mailto:Claudia.chevrefils@polymtl.ca),

[Farida.cheriet@polymtl.ca](mailto:Farida.cheriet@polymtl.ca),

[Guy\\_grimard@ssss.gouv.qc.ca](mailto:Guy_grimard@ssss.gouv.qc.ca),

[Carl-eric.aubin@polymtl.ca](mailto:Carl-eric.aubin@polymtl.ca)

Corresponding author :Claudia Chevrefils

Telephone : +1 (514) 345-4931 ext : 3277

## **ABSTRACT**

This paper presents a unified framework for automatic segmentation of intervertebral disks of scoliotic spines from different types of Magnetic Resonance (MR) image sequences. The method exploits a combination of statistical and spectral texture features to discriminate closed regions representing intervertebral disks from background in MR images of the spine. Specific texture features are evaluated for three types of MR sequences acquired in the sagittal plane: 2D Spin Echo, 3D MEDIC and 3D FISP. Twenty-two texture features (18 statistical and 4 spectral) are extracted from every closed region obtained from an automatic segmentation procedure based on the watershed approach. The feature selection step, based on Principal Component Analysis (PCA) and on clustering process permit to decide among all the extracted features which ones resulted in the highest rate of good classification. The proposed method is validated using a supervised k-NN classifier on 505 MR images coming from 3 different scoliotic patients and 3 different MR acquisition protocols. Results suggest that the selected texture features and classification can contribute to solve the problem of oversegmentation inherent to existing automatic segmentation methods by successfully discriminating intervertebral disks from the background on MRI of scoliotic spines.

## **4.1 Introduction**

In computer assisted diagnosis and treatment, segmentation of the patient's anatomy is a prerequisite task. Automatic segmentation and classification of the structures of interest are required in a clinical environment to provide a 3D model of these structures of interest for a reproducible and fast assessment of abnormalities for diagnosis purposes. Automatic segmentation and classification are also necessary steps to provide reliable 3D preoperative models that can be registered with intraoperative data in surgery assistance. Computer assistance for minimally invasive intervertebral disk resections is one of the potential applications for which a segmented preoperative model of the spine could be useful. Indeed, thoracoscopic imaging is more and more widely used in medical

examinations and surgeries because of the smaller incisions required. However, it requires the ability to work through narrow and partially obstructed openings. At Sainte-Justine Hospital, a pediatric center in Montreal (Canada), this technology is used in the treatment of scoliosis, which is a three dimensional deformation of the spine.

Minimally invasive surgery aims to minimize the amount of damage to the patient's tissues compared to conventional surgery. It is performed using miniaturized tools and a thoracoscopic camera. Some of the benefits are: reduction of post-operative pain, faster recovery and less medication required. However, spine surgeons complain about the poor quality of the intraoperative images, the difficulty to perceive depth during the operation and the disorientation they experience when the camera and the surgical tools move simultaneously. To alleviate these problems, our team is working on the development of an augmented reality surgical environment. This environment will allow surgeons to enhance their perception of the operating field by providing them with additional information such as the distance between critical structures (e.g. between a surgical tool and the spinal cord) and the remaining disk tissue during a partial resection.

The anatomical structures of interest in this procedure are mainly the intervertebral disks. Magnetic Resonance Imaging (MRI) is a non invasive imaging modality and is a relevant choice when precise information on soft tissues is needed. For musculoskeletal MRI, many types of acquisition sequences can be used [1-5]. Different acquisition sequences lead to different characteristics in terms of image contrast for a given structure. Three different acquisition sequences are used in this study. This allows the possibility to compare the results of our segmentation and classification process as well as to recommend a sequence type that is suitable for 3D reconstruction of intervertebral disks.

Only few studies have reported work on segmentation of Magnetic Resonance (MR) images of the spine [6], [7], [2], [8], [9]. Hoad et al. [2] and Coulon et al. [6] respectively

proposed techniques to segment vertebrae and the spinal cord in MR images. In both cases, the initialisation phase needed user interaction to manually locate the center of the spinal cord at every vertebral level [6] or to manually locate 4 points on each vertebral body [2]. In Peng et al.[7], there is absolutely no user interaction required however they use a ‘best’ slice in the sagittal direction. The ‘best’ slice is defined as a plane in which all the structures of interest are visible, thus allowing preliminary detection of all the structures in the same image. Such an image does not exist for scoliotic patients. Another limitation is that they use a Canny edge operator that yields open contours. Carballido-Gamio et al. [8] also use middle plane in the sagittal direction in order to start with an image in which all structures are visible. Again, for scoliotic patients it is very difficult to obtain such an image since the degree of severity of the 3D deformity in any predefined plane is unpredictable. Hence, these techniques are not adequate for our application.

Segmentation of MR images of patients presenting different classes of scoliotic deformity clearly necessitates the development of a technique able to cope with variations of topology and shape. The watershed algorithm has been used in combination with other techniques in cardiology for segmentation of ultrasound images [10] and in neurology for segmentation of MR images [11], [12] and their results show that the technique can handle a wide variety of shapes and topologies. However, this technique has never been used for spinal deformities. It is well known that using the watershed algorithm on gradient images leads to oversegmentation problems [12], [13], [14], [15] and that the contours of interest are often lost in a myriad of irrelevant ones. Oversegmentation can originate from too many minima due to noise or to extraneous structures that should not appear after computation of the gradient image. To overcome this problem, it is possible to either remove irrelevant contours [16] or modify the gradient image [13]. To introduce shape information into the method in order to eliminate the oversegmentation problem, it is possible to specify some connected component inside and outside the region of interest (defined as internal and external marker) before applying watershed algorithm. This is why we have developed an automatic segmentation technique using the watershed



algorithm and morphological operators on MR images of patients presenting different types of spine deformities [17]. This fully automatic technique is robust because it can be used with patients presenting different deformation severities and works on MRI acquired with different acquisition protocols [17]. But this method, just like other automatic segmentation methods [18], [19], [20], does lead to a certain amount of oversegmentation meaning in our case that background regions can be detected as part of intervertebral disks. Due to this oversegmentation problem, it is impossible to automatically reconstruct 3D structures unless an additional labeling step is performed. The classification can be achieved by labeling closed contours to identify regions to be discarded and regions representing structures of interest. Determining features able to properly discriminate between intervertebral disk regions and those representing the background in different types of MR images is a non-trivial problem for scoliotic patients.

Related work on tissue classification of MRI data has been applied mainly in neurology. Classification is based on features which represent measures or observations in the MR images. Features used for brain tissue classification are typically pixel intensities coming from multispectral acquisition (T1, T2, proton density), hence operating in a 3D feature space representing the spin lattice relaxation, transverse relaxation and proton density of every pixel [21], [22], [23], [24]. Other studies also use feature intensities coming from different imaging modalities [25], [26], [27]. These types of features are not adapted to the data used in the current study because only one imaging modality is available and the MR acquisition protocols are not multispectral, nor is the classification done on a pixel basis, but rather on a region basis. Geometric features based on Active Shape Models [28], [29], [30] (ASM) are good at characterizing natural variability of an organ however, in a complex pathology like scoliosis, the shape of intervertebral disk can be similar to the shape of a wedged vertebral body for example. Hence to use ASM, we would need a large database of scoliotic patients that would be representative of severe scoliosis classes. Features based on the topology of anatomical structures [31], [32] cannot be used either because of the spinal deformity. Indeed, the topology of MR images of the spine

obtained from scoliotic and asymptomatic patients can differ significantly. Texture is used more and more for various tissue classification applications [33], [34], [35], [36], [37]. These approaches mainly use texture measures obtained from gray level distributions or co-occurrence matrices based on the work of Haralick et al. [38] and/or using gray level run length information based on the work of Galloway [39]. Results of these studies show that adding texture features improves the capacity of the process to properly characterize and discriminate different tissues and helps in their classification. It should thus be useful to use texture information in the classification algorithm in our study.

Classifiers are used to decide if the features of a region (or a pixel) are similar enough to known or estimated values to represent a known structure. The choice of the classifier is mainly governed by the data and by the *a priori* knowledge about the distribution of the class conditional density. Classification techniques can be divided into two main categories: supervised classification, in which the input pattern is identified as a member of a predefined class, and unsupervised classification, for which each class is learned based on a similarity measure [40]. In both cases it is possible to use a parametric or non-parametric method. For several applications involving medical data, the form of the class conditional density is often difficult to estimate and non-parametric methods are then preferred. With the k-Nearest-Neighbour (k-NN) algorithm the classification process relies on the actual distribution of the training samples themselves [41], which is appropriate in our study. Also, it has been shown by Clarke et al. [42], that using k-NN on MRI data gives better results in terms of reproducibility and accuracy compared to parametric methods.

The objective of this paper is to demonstrate the capacity of texture features to properly discriminate closed regions representing intervertebral disks from closed regions representing the background in MR images of scoliotic spine. The paper is organized as

described in the following lines. The Materials and Methods section describes the steps in our methodology, namely: the types of MR images used, the automatic segmentation technique, the texture features extracted from the segmented closed regions, the feature selection process and the classification of closed regions. The Results section details the validation of our approach, accomplished with 505 images coming from three different scoliotic patients and three MR acquisition protocols. Discussion and Conclusion sections specify which features are appropriate for the classification of intervertebral disk and which MR sequences produce the best classification results. It is also mentioned how the proposed segmentation and classification technique can be useful in a clinical context.

## **4.2 MATERIALS AND METHODS**

Our total dataset consists of 11 scoliotic patients having low to severe deformation. The learning database is built with 2/3 of the total dataset and the remaining patients (1/3) are kept for the testing phase. Fig. 4.1 illustrates the testing phase of the classification process. The three patients composing the testing database represent the three categories of deformation (low, moderate and severe). The validation of the selected texture feature is done with a k-NN classifier. Because of the supervised nature of the classifier, the learning database consists of automatically segmented regions that are manually labeled. Hence, the selected texture features are extracted from each closed region of the testing database and compared with the learning database. Based on this comparison, the classifier automatically labels the closed regions of the segmented MR images as it is shown in Fig. 4.1.

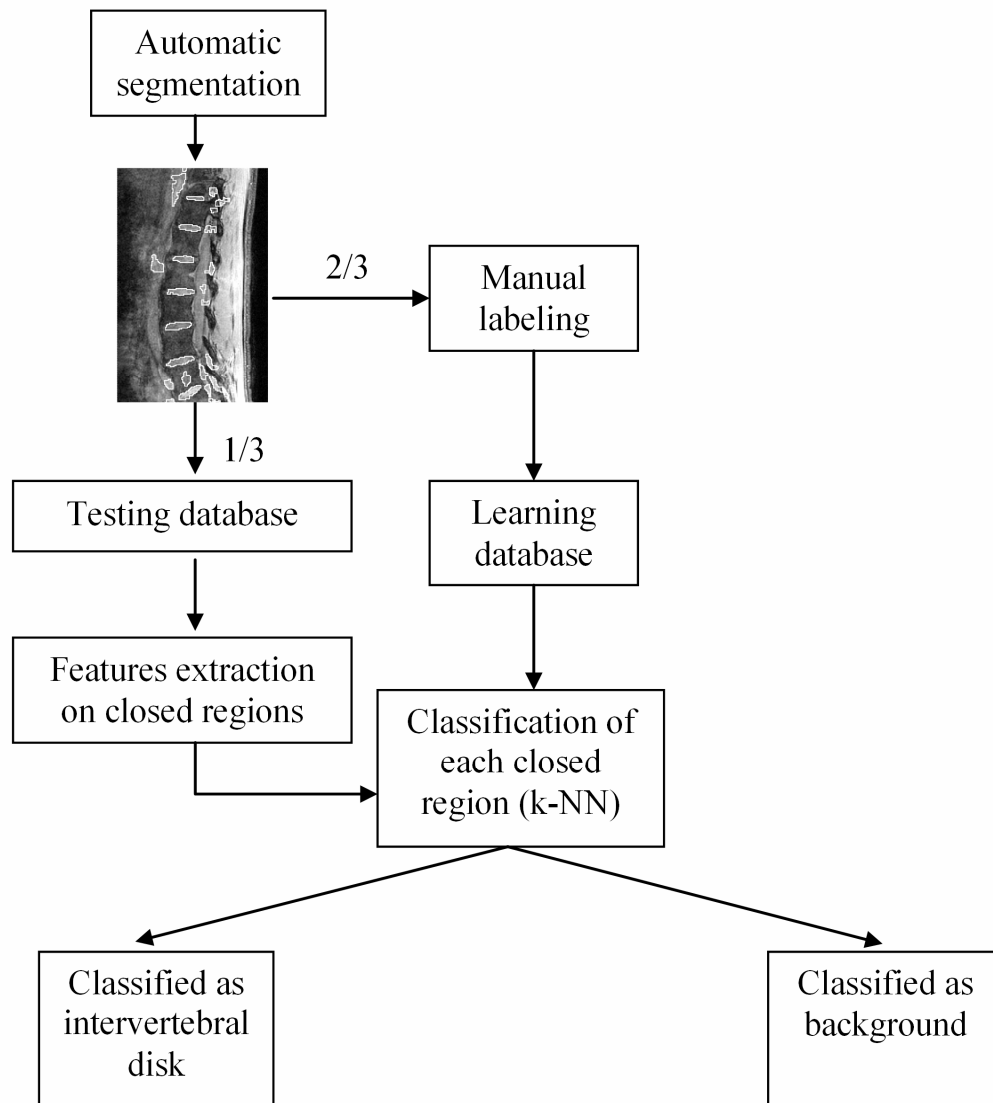


Figure 4.1 : Workflow of the steps involved in the classification of closed regions resulting from the automatic segmentation process.

#### 4.2.1 Patient Databases

The available data consists of 11 scoliotic patients who underwent MR imaging with three different protocols. Among these patients, there are three with low severity (Cobb

12° to 24°), four with moderate severity (Cobb 28° to 35°) and four with high severity (Cobb 43° to 60°) deformation. Because we use three different MR acquisition sequences, we build one learning dataset and one testing dataset per acquisition protocol. Details of the three learning databases and the three testing databases are explained in the following paragraphs.

For the 3D FISP, the automatic segmentation algorithm was not able to detect all the disks, especially in images that are distal to the mid-sagittal plane. Hence we labelled 65 disks per patient on average (65 disks X 8 patients) for the 3D FISP, leading to 520 disks. For the 2D Spin Echo sequence, only 23 images cover the acquisition volume for each patient. For this sequence then, all the disks were manually labelled. In each image, the field of view covers approximately six vertebral levels on non scoliotic spine. But, because of the spine deformation, we have approximately 4 disks on average per image (~92 disks per patient), which leads to the 737 disks for the 2D Spin Echo (92 disks X 8 patients). For the 3D MEDIC we manually labelled only approximately 100 disks per patient leading to the 832 disks. For the 3D MEDIC more disk were available but in order not to bias the comparison of the results between different acquisition sequence, we kept the number of disks in the same order of magnitude for the three learning databases (range from 65 to 100 disks per patient). For each MRI sequence, a total of 1000 background regions were manually labelled.

Here are the details of the testing database for each acquisition protocol. For the 3D MEDIC, a total of 215 images were automatically segmented and 6510 closed contours were input to the classification process. For the 3D FISP, a total of 221 images were segmented and 5197 closed regions were automatically labeled; finally for the 2D Spin Echo, a total of 69 images were used and 3874 closed regions automatically classified using the corresponding learning database.

### 4.2.2 Image Acquisition Sequences

The MR images were acquired at Sainte-Justine Hospital with a 1.5 Tesla Magnetom Avanto system (Siemens, Erlangen, Germany). The radiofrequency (RF) transmitting and receiving units consisted of a body coil. Three different acquisition protocols were studied. A comparison of the results of the segmentation and classification process applied to each protocol will guide our recommendation of the most suitable sequence for 3D reconstruction of intervertebral disks.

A 3D MEDIC (Multi Echo Data Image Combination) sequence was used in the sagittal plane with TR=23 ms, TE=12 ms, slice thickness of 1 mm and a matrix of 256 X 256 leading to a voxel size of 1mm<sup>3</sup>. A 3D FISP (Fast Imaging with Steady state Precession) sequence was used with parameters TR=7.1 ms, TE=2.38 ms, slice thickness of 1 mm and a matrix of 256 X 256 leading to a voxel size of 1 mm<sup>3</sup>. Thirdly, a standard 2D Spin Echo acquisition sequence was used. For the last protocol, parameters TR=780 ms and a TE=18 ms, with a slice thickness of 2 mm and 2.4 mm space between slices using a matrix of 384 mm X 384 mm, leads to a pixel size of 0.67 mm<sup>2</sup> in the sagittal direction. The three acquisition protocols are in the sagittal plane because our application calls for high resolution in the sagittal plane near the spinal canal and intervertebral disks. The three protocols were acquired in the same session but since these were lengthy acquisitions we allowed the patient to move between each one.

The choice of the acquisition protocols was based on the most commonly used sequence type for segmentation of musculoskeletal images. The three acquisition sequences have short TE's and are T1-weighted because with short TE it is possible to see the intervertebral disk without distinguishing between the annulus and the nucleus pulposus [43], which is what is required in the current study (Fig. 4.2).

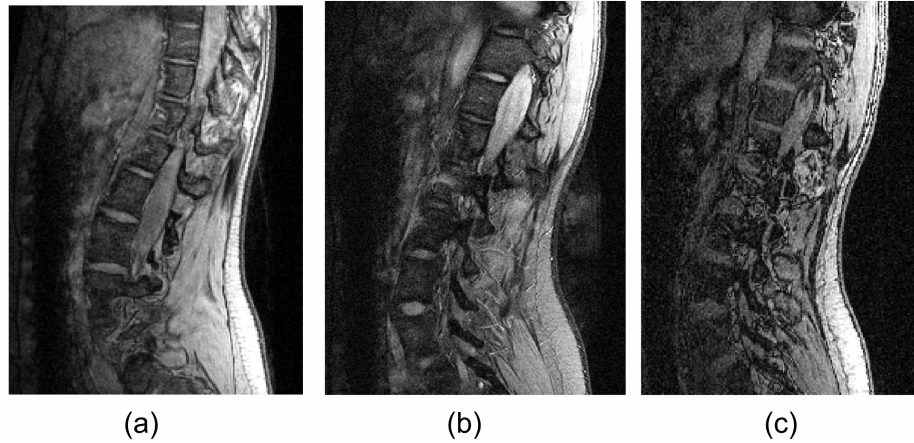


Figure 4.2 : Three different acquisition sequences for the same patient from the medium severity group. (a) 3D MEDIC, (b) 2D Spin Echo, (c) 3D FISP.

### 4.2.3 Automatic Image Segmentation

To automatically segment MR images without any fine tuning of parameters, we first have to modify the gradient image by using the internal and external markers to keep only the most relevant contours for the structures of interest. In the watershed method context, internal markers represent sets of connected pixels inside the regions of interest, while the external markers represent the deepest valley lines surrounding every internal marker. To create the modified gradient image, the internal and external markers are imposed as minima on the original gradient image. Then, the watershed transformation applied on the modified gradient image yields segmentation of the disks on sagittal. In order to have consistent contrast from slice to slice in the sagittal plane, a contrast stretching step is applied to all the images in the volume. This simply widens the dynamic range of the histogram based on a simple linear mapping:

$$I_{out} = (I_{in} - c) \left( \frac{b - a}{d - c} \right) + a \quad (1)$$

where  $I_{\text{out}}$  is the processed image,  $I_{\text{in}}$  the original image,  $a$  and  $b$  the minimum and maximum values of a normalized image respectively;  $c$  and  $d$  are chosen so that they represent the 2nd and 98th percentile of the histogram, meaning that 2% of the pixels in the histogram have values lower than  $c$  and 2% of the histogram have values higher than  $d$ . This prevents outliers from affecting the histogram mapping and the mean histogram value now varies smoothly from slice to slice. Further details of the automatic segmentation technique can be found in Chevrefils et al. [17]. The following paragraphs summarize our approach.

Basic morphological operations are first used to automatically reduce pixel intensities of the spinal canal in the sagittal images. No such operation is needed for the coronal images since the spinal canal is not in the same plane as the disks in the coronal view. At this stage, the structures of interest in the coronal or sagittal images are bright pixels. An opening by reconstruction is then applied with a small structuring element. The structuring element used for the intervertebral disk is a square of 2 mm X 2 mm. This choice is made knowing that the intervertebral disk in the coronal or sagittal plane can have different orientations depending on the severity of the spine deformity. This operation provides an image in which the intervertebral disks have uniform intensity (Fig. 4.3(b)). The markers are binary images; hence images like the one in Fig. 4.3(b) are converted to binary (black and white) images by thresholding (Fig. 4.3(c)), so as to produce internal markers representing sets of connected pixels inside each region of interest. The thresholding method used is Otsu's method [44], which can automatically find the threshold that minimizes the within-class variance; this turns out to be the same as maximizing the between class variance.

The external markers represent the background around each intervertebral disk and are obtained by applying the distance transform to the internal markers. These external markers help to constrain the watershed method in specific zones. An example of a



distance transform of an internal marker image is shown in Fig. 4.3(d). The watershed algorithm is then applied to the distance transform which produced the external markers. Combined internal and external binary markers (Fig. 4.3(e)) are then imposed as minima on the gradient image.

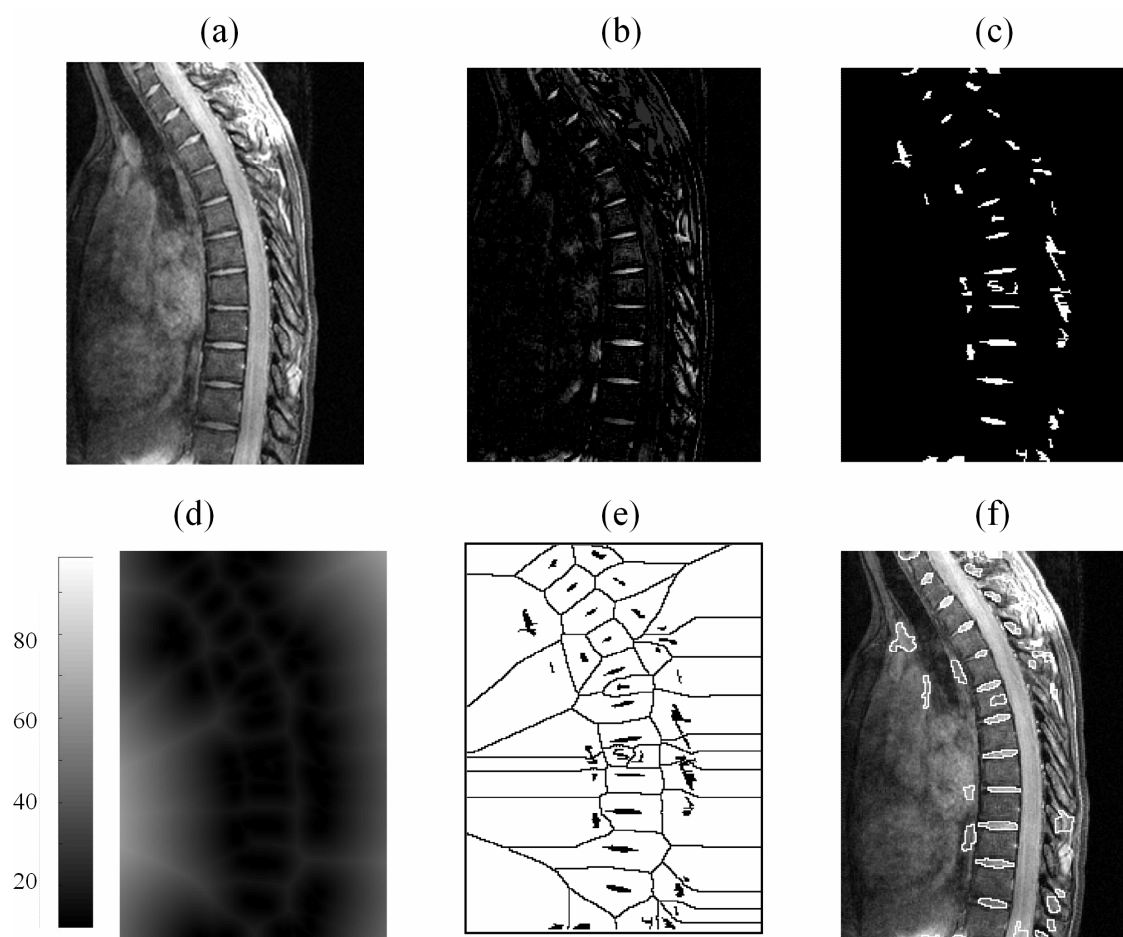


Figure 4.3 : Identification of the internal and external markers. (a) Original image. (b) Result of opening by reconstruction with a square structural element. (c) Result of automatic thresholding to identify internal markers in the sagittal plane. (d) Distance transform applied to the internal markers to obtain the external markers. (e) Internal and external markers used to impose minima in the gradient image. (f) Segmentation result obtained with the modified gradient image.

Finally, the watershed algorithm is applied to the modified gradient image to obtain the segmentation of the disks, with some oversegmentation (Fig. 4.3(f)). The same procedure can be used on coronal images and for patients presenting different scoliosis severity level (Fig. 4.4). It is on these types of images that our classification process will be evaluated.

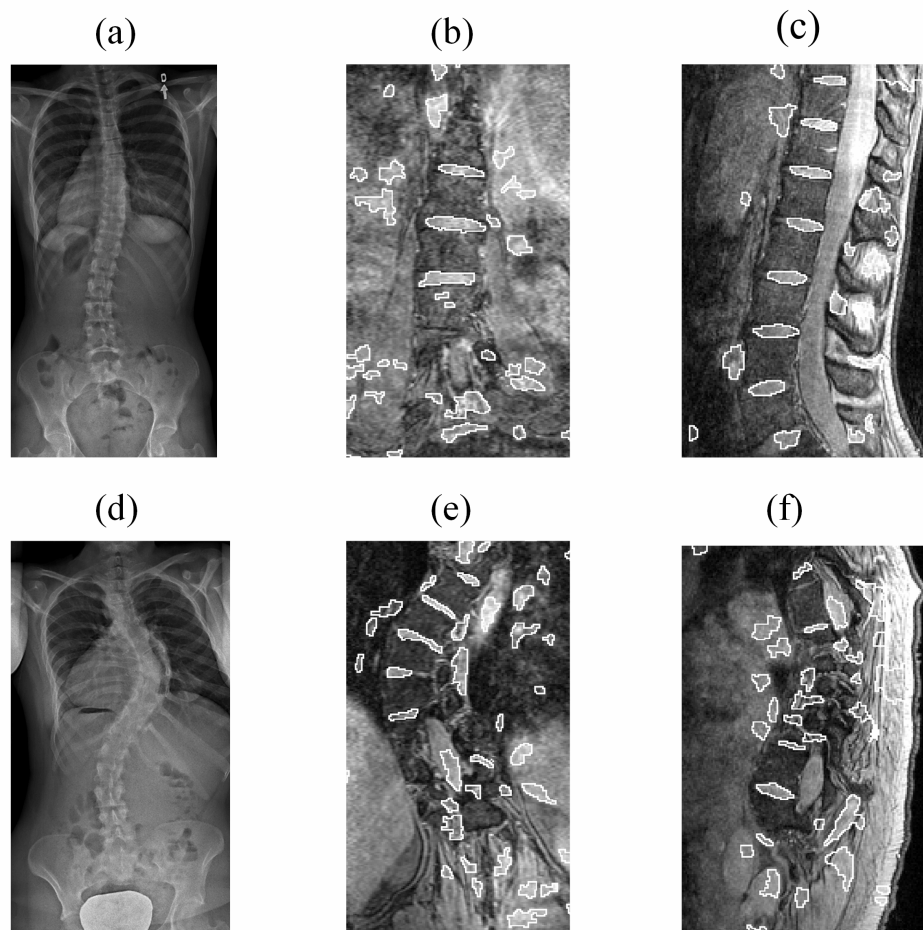


Figure 4.4 : Segmentation results on patient presenting different degree of deformation. (a) and (d) represent X rays in postero-anterior view of low severity (patient A) scoliosis and high severity (patient B) scoliosis respectively; (b) and (e) represent segmentation results in the coronal view of patients A and B respectively; (c) and (f) represent segmentation results in the sagittal view of patients A and B respectively.

#### 4.2.4 Features Extraction

Texture can be expressed in many ways, both in the spatial domain and in the frequency domain. Statistical texture analysis is based on statistical properties of the intensity histogram without considering spatial dependence. One possible approach to quantitatively describe a histogram is to look at the central moments. The general form of the central moments is:

$$\mu_n = \sum_{i=0}^{L-1} (z_i - m)^n p(z_i) \quad (2)$$

where  $n$  is the moment order,  $L$  is the number of possible intensity values,  $z_i$  is a discrete random variable that denotes intensity levels in an image,  $p(z_i)$  is a normalized histogram therefore it represents an estimate of the probability of occurrence of intensity value  $z_i$  and  $m$  is the mean value defined as:

$$m = \sum_{i=1}^{L-1} z_i p(z_i) \quad (3)$$

In the current study, we are interested in the mean value of the histogram, the square root of the second order moment, the third-order moment and entropy. From the preceding equations, it is clear that the second moment represents variance; hence by evaluating its square root, the feature used is the standard deviation. The third-order moment represents the skewness of the histogram. This is a measure of symmetry of the histogram where a value of 0 represents a symmetric histogram relative to the mean, a positive value represents a histogram skewed to the right and a negative value a histogram skewed to the left, relative to the mean. A fourth histogram property used in this paper is the randomness of the intensity distribution as expressed by the entropy [45]:

$$e = -\sum_{i=0}^{L-1} p(z_i) \log_2 p(z_i) \quad (4)$$

where  $e$  is the entropy,  $L$  the number of intensity levels and  $p(z_i)$  is as defined above.

Statistical texture features based on the Gray Level Co-occurrence Matrix (GLCM) were also extracted from each closed region. This matrix characterizes the spatial distribution of gray levels in an image or a region. An element at location  $(i, j)$  of the co-occurrence matrix expresses the joint probability density of the occurrence of gray levels  $i$  and  $j$  in a specific orientation  $\theta$  and distance  $d$  from each other. The choice of different orientation and distance generates different matrices. In this study, four directions ( $\theta=0^\circ$ ,  $\theta=45^\circ$ ,  $\theta=90^\circ$ ,  $\theta=135^\circ$ ) and one distance ( $d=1$  pixel) were used to generate GLCMs. Texture measures can be extracted from each GLCM and the mean value was used as one feature. Hence, 14 texture features were computed for each closed regions according to Haralick's definition (Haralick, Shanmugam, & Dinstein, 1973). Table 4.1 lists the statistical features used to represent the closed regions obtained from the automatic segmentation.

The 18 statistical texture measures (feature 1 to 18 in Table 4.1) were used in combination with 4 spectral texture measures (feature 19 to 22 in Table 4.1) measures based on the Fourier spectrum of closed contour regions. The frequency spectrum is a 2D plot of the magnitude of the Fourier transform. Hence, it shows the frequency of the intensity variation of an image and generates different patterns depending on its grayscale content. Because of these characteristics, the use of spectral measures based on the Fourier spectrum is well suited to describe the directionality of periodic 2D pattern in images [45]. In this study, the Fourier spectrum is used in a sub-image representing a region of interest (Fig. 4.5). Hence the spectral texture measure does not evaluate a periodic texture pattern inside an image but rather the orientation and the frequency of intensity variation of the closed region. In the frequency spectrum sub-images (Fig. 4.5(e) and 4.5(f)) high frequencies (brighter pixels) represent information on fluctuating boundaries while low frequencies (darker pixels) represents slowly varying components of the image. This allows us to characterize the orientation and frequency variation of intensity within the region of interest.

Table 4.1: List of statistical and spectral texture features used to discriminate intervertebral disks from background regions.

| Feature type                                 | Feature number | Feature name  |
|--|----------------|---|
| Statistical texture features using histogram | 1              | Mean  |
|  | 2              | Standard deviation                                  |
|  | 3              | Skewness  |
|  | 4              | Entropy   |
| Statistical texture features using GLCM      | 5              | $F_1$ :Energy                                       |
|  | 6              | $F_2$ :Entropy                                      |
|  | 7              | $F_3$ :Dissimilarity                                |
|  | 8              | $F_4$ :Contrast                                     |
|  | 9              | $F_5$ :Correlation                                  |
|  | 10             | $F_6$ :Homogeneity                                  |
|  | 11             | $F_7$ :Autocorrelation                              |
|  | 12             | $F_8$ :Sum of squares                               |
|  | 13             | $F_9$ :Sum of average                               |
|  | 14             | $F_{10}$ :Sum of variance                           |
|  | 15             | $F_{11}$ :Sum of entropy                            |
|  | 16             | $F_{12}$ :Inf. measures of correlation (1)          |
|  | 17             | $F_{13}$ :Inf. measures of correlation (2)          |
|  | 18             | $F_{14}$ :Maximum correlation coef.                 |
| Spectral texture features                    | 19             | $\theta_{\max}$                                     |
|  | 20             | $S(\theta)_{\max}$                                  |
|  | 21             | Variance of $S(\theta)$                             |
|  | 22             | $\Delta(S(\theta)_{\max}, S(\theta)_{\text{mean}})$ |

To facilitate interpretation, the spectrum is expressed in polar coordinates  $(r, \theta)$ . The global description of the spectral energy is obtained by summing the following two functions:

$$\begin{aligned} S(r) &= \sum_{\theta=0}^{\pi} S_{\theta}(r) \\ S(\theta) &= \sum_{r=1}^{R_0} S_r(\theta) \end{aligned} \tag{5}$$

where  $S$  is the spectrum function and  $S_{\theta}(r)$  is a 1D function representing the spectrum  $S(r, \theta)$  for each direction  $\theta$  and  $S_r(\theta)$  is another a 1D function representing the spectrum  $S(r, \theta)$  for each radius  $r$  (Anonymous. 2004).  $S(\theta)$  can be viewed as a signature of the orientation and the frequency variation of the intensities of the closed region. Hence, the descriptors of this function used as spectral texture features are the angle  $\theta_{max}$  at which the spectrum is maximal, the value  $S(\theta)_{max}$  of the spectrum at  $\theta_{max}$ , the variance of  $S(\theta)$  and the difference between  $S(\theta)_{max}$  and  $S(\theta)_{mean}$  as shown in Fig. 4.5.

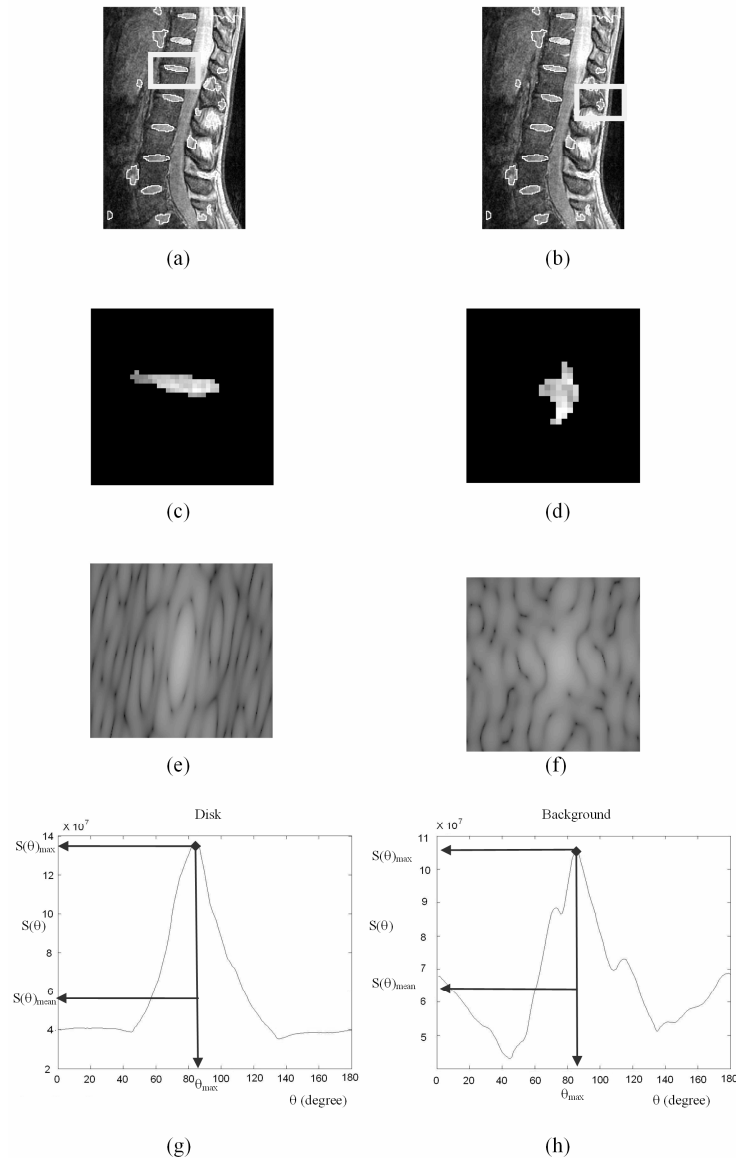


Figure 4.5 : Example of  $S(\theta)$  computation for closed region representing an intervertebral disk (a, c, e, g) and background (b, d, f, h). The regions of interest are shown (c, d) as well as their respective images in the frequency domain (e, f). The four descriptors of the function  $S(\theta)$  used in this study are (1)  $\theta_{\max}$ , the angle at which the spectrum is maximal; (2)  $S(\theta)_{\max}$ , the value of the spectrum at  $\theta_{\max}$ ; (3) the variance of  $S(\theta)$ ; and (4) the difference between  $S(\theta)_{\max}$  and  $S(\theta)_{\text{mean}}$  as presented in (g) and (h) for the disk and background respectively. See Table 4.1 for the complete list of features.

### 4.2.5 Features Selection

Inclusion of unsuitable features may adversely affect the classification performance. The goal of the feature selection step is to choose the optimal feature vector consisting of only those features that minimize the classification error. Many feature selection methods have been developed for specific contexts, each having their weaknesses. Principle Component Analysis (PCA) is a possible solution to find features that retain most of the information. Evaluation of the features that explain most of the variability of the dataset is relevant but is not enough to say that those features will give the highest rate of correct classification. Hence, PCA combined with an evaluation of the discrimination capability of specific features will help us to select the best feature set. A clustering process is used to verify if the features can specifically characterize the intervertebral disks in the MR images. Clustering is an unsupervised data grouping method that attempts to organize unlabelled feature vectors into clusters. Its iterative partitioning process minimizes the sum of distances from each object to its cluster centroid, over all clusters. With discriminant features, a clustering process is able to properly classify samples. In that sense, evaluating the results of a clustering process while sequentially including features representing the first principal components, is a simple and comprehensive way of evaluating the full set of features and selecting those that minimize the classification error.

When the k-mean clustering process is complete, the rate of correct classification ( $C$ ) is computed and this measurement is used to verify if the determined features can properly discriminate the intervertebral disks from the background, the latter including vertebral bodies. The rate of correct classification ( $C$ ) is calculated as:

$$C = \frac{R_p}{R_r} \times 100 \quad (6)$$



where  $R_p$  is the number of closed regions properly classified by the clustering process and  $R_T$  is the total number of closed regions input to the clustering process. We calculate this classification rate for the different databases representing the three MRI acquisition protocols.

#### 4.2.6 Classification

Given that with MRI information, it is difficult to assume any particular distribution, the classification method used in this study is a nonparametric method, namely k-NN. The k-NN method makes no assumption about the probabilistic distribution and its probabilistic error is necessarily higher than the Bayes error. Cover and Hart [46] showed that the probability of error in a 1NN rule ( $P$ ) never exceeds twice the Bayes probability error based on an infinite sample set.

$$P^* \leq P \leq P^* \left( 2 - \frac{A}{A-1} P^* \right) \quad (7)$$

where  $P^*$  represents the Bayes error and  $A$  the number of classes. The error rate in a k-NN rule, is bounded by either  $2P^*$  (when  $k = 1$ ) or  $P^*$  (when  $k$  tends to infinity)[47]. Hence it is possible to estimate these limits [46], [48] by first computing the error rate in the 1NN case and then dividing it by two to estimate the Bayes probability error  $P^*$ .

The decision rule of the k-NN classifier is based on a simple voting scheme. It assigns to a feature vector the label  $X$  if, in the  $k$  nearest neighbours, the majority of samples are labelled  $X$ . The value of  $k$  for this study was set to seven because this value yields the highest rate of good classification within a reasonable computation time. A number of metrics exist to calculate the similarity measure [22]. The Mahalanobis distance is used in this study because this metric takes into account the sample variability as well as the heterogeneous nature of the feature vector. This is a relevant property, especially when

the distribution cannot be assumed to be spherical. This is the mathematical definition of the Mahalanobis distance:

$$r^2 = (x - \mu)^T \Sigma^{-1} (x - \mu) \quad (8)$$

where  $r$  is the distance between the centroid of a cluster and the studied sample,  $\Sigma$  is a covariance matrix,  $\mu$  is the mean vector of a given feature and  $x$  is the sample to classify.

The classification process should be able to reject feature vectors that are too far from the two clusters representing background regions and intervertebral disks. Samples having feature vectors too far from the mean value of the two clusters are thus rejected and automatically considered as belonging to the background. To be considered too far from the two clusters, the distance of the first neighbour computed with the k-NN classifier must be less than the so-called threshold distance. The threshold distance is adjusted according to the distribution of classes specific to the learning database used by the classifier. For each class of a specific database, the Mahalanobis distance of each feature vector relative to the mean feature vector of the corresponding class is calculated. The mean distance value of the farthest 5% from the centroid of each cluster is considered as the threshold distance.

#### **4.2.7 Validation of the Classification Method**

Our classification process is evaluated on 505 images acquired from three different patients. The k-NN classification process is applied to 15581 closed regions (disks and background) provided by the automatic segmentation. Results of this classification are evaluated for the three different acquisition sequences and using the performance metric described in the following section.

#### 4.2.7.1 Performance Metric

To validate and quantify the effectiveness of the proposed features and classification algorithm, four traditional performance metrics, namely sensitivity, accuracy, specificity and precision are measured [49]. Table 4.2 defines events that assign True Positive (TP), False Negative (FN), True Negative (TN) and False Positive (FP) used in the performance metrics equations defined in eq. 9.

Table 4.2 : Events that assign True Positive (TP), False Negative (FN), True Negative (TN) and False Positive (FP).

|                     | Classified as<br>disk | Classified as<br>background |
|---------------------|-----------------------|-----------------------------|
| Actually a disk     | TP                    | FN                          |
| Actually background | FP                    | TN                          |

$$\begin{aligned}
 Precision &= \frac{TP}{TP + FP} \\
 Sensitivity &= \frac{TP}{TP + FN} \\
 Specificity &= \frac{TN}{FP + TN} \\
 Accuracy &= \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN}
 \end{aligned} \tag{9}$$

### 4.3 Results

In order to test the proposed method, we implemented: (A) evaluation of the extracted features to verify which features can properly discriminate intervertebral disks from

background; (B) evaluation of the classification process to verify the overall performance of our proposed method.

### **4.3.1 Evaluation of the Features Selection Phase**

The features are evaluated using automatically segmented regions, including intervertebral disks and background regions. Each closed region is represented using three feature configurations:

1. All statistical and spectral texture features (feature numbers 1 to 22 in Table 4.1);
2. Haralick's statistical texture features (feature numbers 5 to 18 in Table 4.1);
3. Combined spectral and statistical histogram texture features (feature numbers 1 to 4 and numbers 19 to 22 in Table 4.1).

A Principle Component Analysis (PCA) is conducted with each of these three feature configurations and for each of the three types of MR acquisition sequence. For all three MR acquisition protocols, the first eight principal components explain 98% of the variance of the data using feature configuration 1 (22 features). For the feature configuration 2 (14 features), the first four principal components explain 98% of the total variance regardless of the MR acquisition protocol. Finally, for the configuration 3 (8 features), the first five principal components explain 98% of the variance of the data for all three MR acquisition protocols. Fig. 4.6 shows the mean value of the percentage of variation explained by each principal component for all three feature configurations.

Evaluation of the features explaining most of the variation of the dataset is relevant information, but it does not ensure that the features are discriminant ones. Results showing the rate of good classification using the clustering process applied to the three feature configurations with PCA are illustrated in Fig. 4.7(a) for the Spin Echo MR sequence, Fig. 4.7(b) for the 3D MEDIC and Fig. 4.7(c) for the 3D FISP. These graphs

represent the rate of good classification relative to the number (n) of principal components retained for the clustering phase. For the feature configuration 1 (all statistical and spectral texture feature), the first eight principal components explain 98% of the variation of the dataset and for the 3D FISP and the 3D MEDIC using the first eight principal components resulted in the best rate of good classification (Fig. 4.7(b,c)). For the Spin Echo, using the first four principal components is enough to obtain the best classification rate (Fig. 4.7(a)) for feature configuration 1. For the feature configuration 2 (Haralick's features) the first four principal components explain 98% of the variance of the data but for the 3D MEDIC and Spin Echo datasets, the best rate of good classification is obtained when the first 7 principal components are included in the feature matrix. For the 3D FISP (Fig. 4.7(a)) using the first four principal components is enough in order to obtain the optimal rate of good classification for feature configuration 2. For feature configuration 3, the first five principal components can explain 98% of the variance of the dataset but for the 3D MEDIC and the 3D FISP, the optimal rate of good classification is obtained using all the features (Fig. 4.7(b,c)). For the Spin Echo, and the feature configuration 3, the best performance is obtained using only the first 4 principal components (Fig. 4.7(a)).

For all three MR acquisition protocol, the optimal rate of good classification with the feature configuration 2 (Haralick's features) is always lower than the optimal rate of good classification obtained with the configuration 3 (combined spectral and statistical histogram texture features) (Fig. 4.7(a,b,c)). We can also see here that using all the extracted features is not useful since the feature configuration 1 never exceeds the feature configuration 3. This is true for the 2D Spin Echo, 3D MEDIC and 3D FISP acquisition sequences.

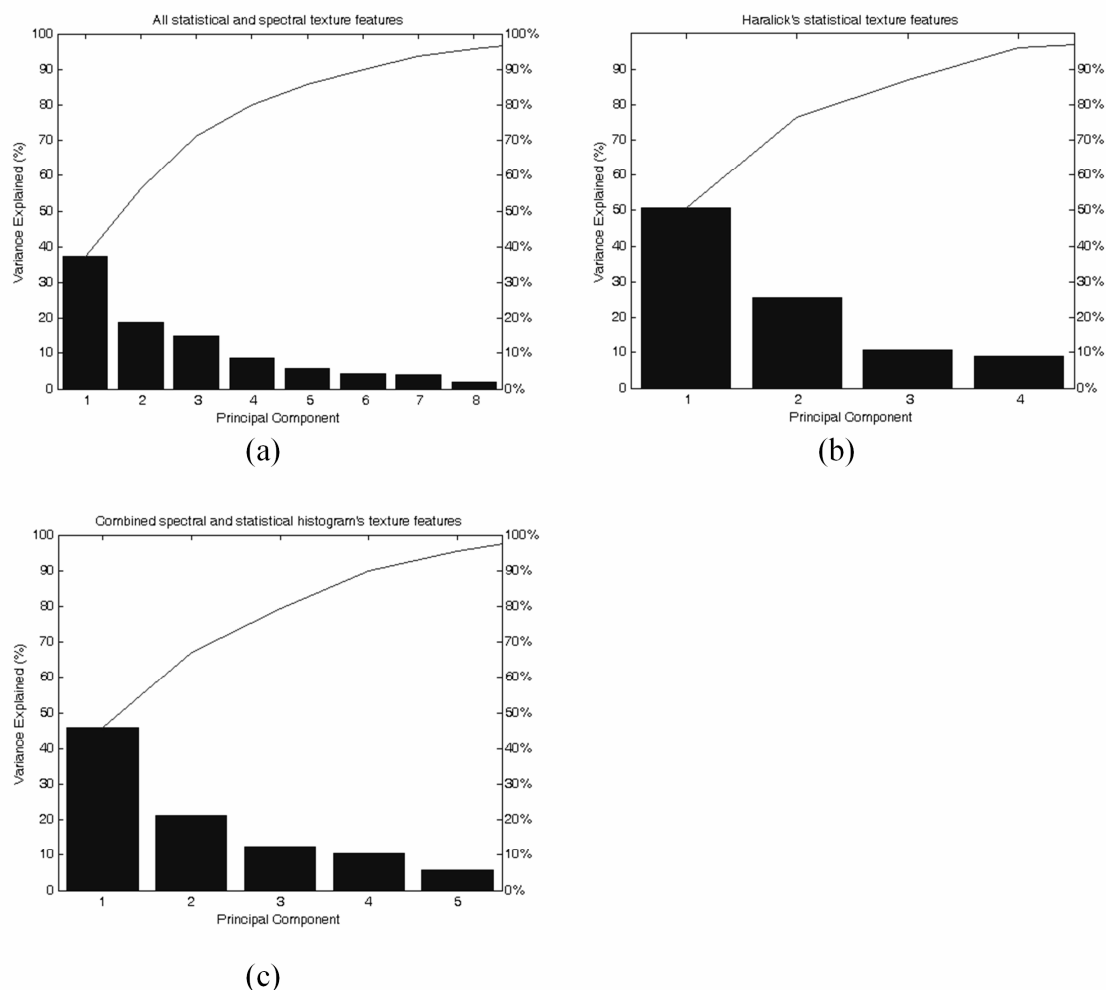


Figure 4.6 : Pareto charts showing the percentage of variance explained by the ranked principal components. Each Pareto chart represents the mean value obtained for all three MRI acquisition protocol. Pareto chart for (a) a case of feature configuration 1 representing all the statistical and spectral texture features (total of 22 features), (b) a case of feature configuration 2 representing GLCM statistical features (total of 14 features) and (c) a case of feature configuration 3 representing spectral and statistical histogram texture features.

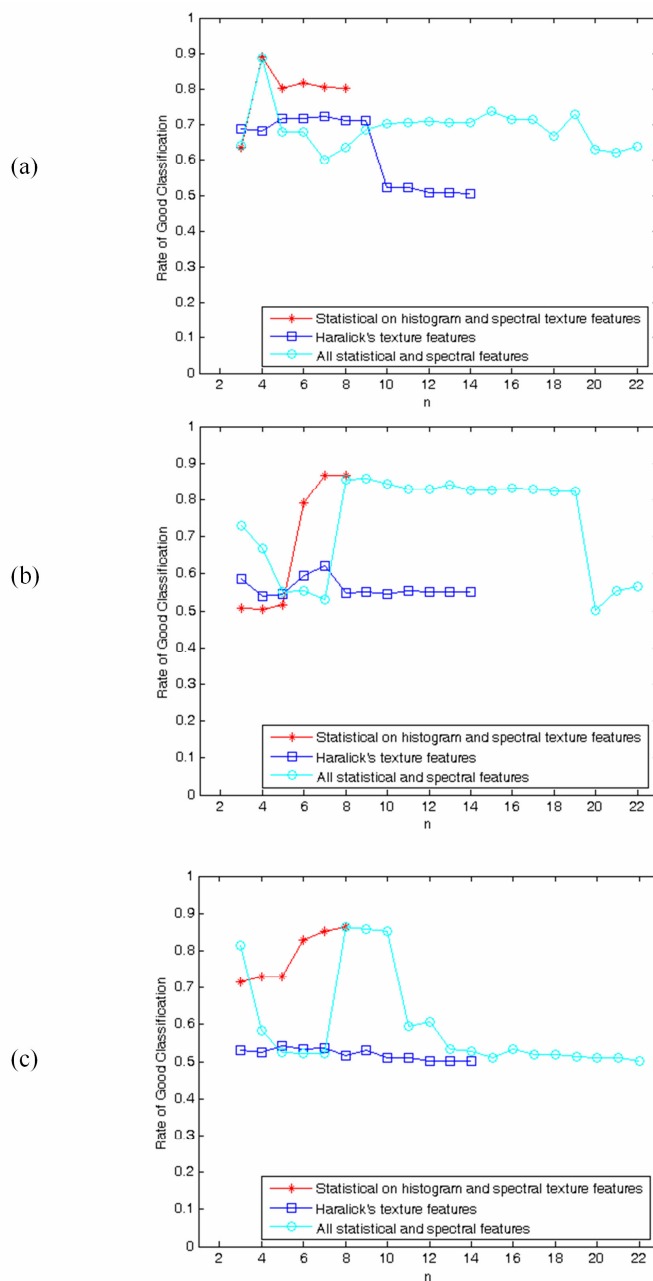


Figure 4.7 : Results of the evaluation of the PCA applied on different combinations of texture features for (a) 2D Spin Echo dataset, (b) 3D MEDIC dataset and (c) 3D FISP. The rate of good classification is calculated using from 3 to n number of principal components. The maximum number of principal components is dictated by the total number of features in each dataset.

Results of the PCA and clustering process show us that feature configuration 3 can properly discriminate disks from background regardless of the three acquisition sequences. By using the combined statistical and spectral texture features, the rate of good classification is 80% for 2D Spin Echo, 88% for 3D MEDIC and 85% for 3D FISP. Furthermore, these values are higher than the corresponding results obtained with statistical texture features only or spectral texture features only as shown in Table 4.3.

Table 4.3 : Rate of good classification (C) for the three types of MR acquisition sequence using statistical texture features only, spectral texture features only and combined statistical and spectral texture features.

| Texture Features | MR Acquisition Sequence |         |              |
|------------------|-------------------------|---------|--------------|
|                  | 3D MEDIC                | 3D FISP | 2D Spin Echo |
| Statistical      | 83%                     | 65%     | 68%          |
| Spectral         | 58%                     | 72%     | 78%          |
| Combined         | 88%                     | 85%     | 80%          |

The distribution of the first three principal components of feature configuration 3 is shown on Fig. 4.8 for the three MRI protocols. Visual examination of these graphs corroborates with the numerical results; indeed in a reduced 3D space, it is possible to distinguish intervertebral disks from the background for most of the data.



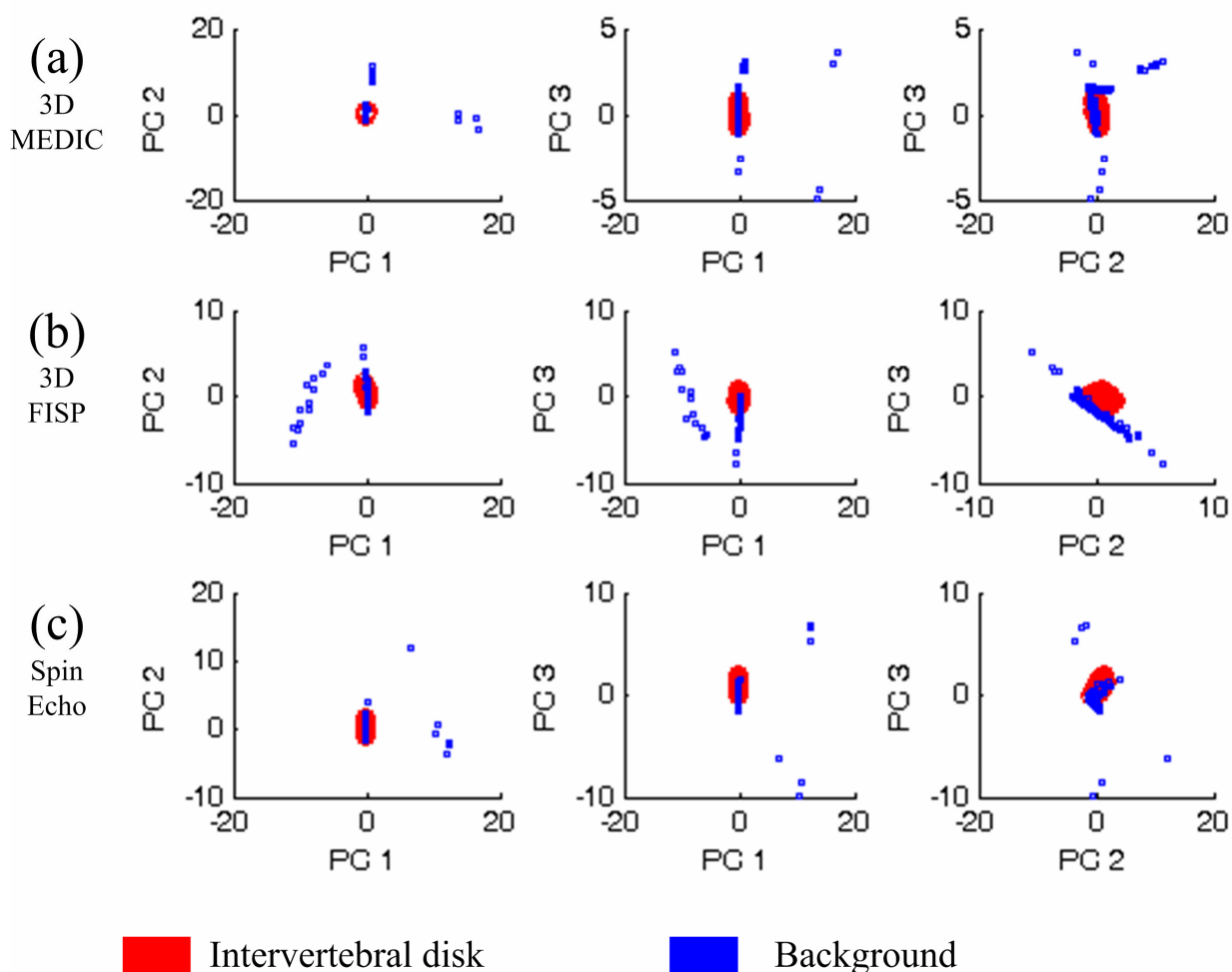


Figure 4.8 : Distribution of the learning database composed of the histogram's statistical and spectral texture features only. The distribution is shown in a reduced 3D feature space representing the first three principal components (PC 1, PC 2, PC 3) in 3D view and in 2D views for (a) 3D MEDIC, (b) 3D FISP and (c) 2D Spin Echo MRI acquisition protocols. Red circles represent intervertebral disks; blue squares represent random background regions. Each axis represents one of the first three components of the PCA (PC 1, PC 2, PC 3) applied to the original 8D feature space, in both the 3D and 2D plots.

### 4.3.2 Performance of the Classification Process

To verify the effectiveness of the proposed feature and classification algorithm for our specific clinical application, 15581 closed regions obtained through automatic segmentation of the MR images of three patients in the three acquisition protocols were labelled using k-NN classifier. The numeric values of the performance metrics for each protocol as well as the overall results are shown in Table 4.4.

Table 4.4 : Performance metrics according to the three types of MR acquisition protocols and overall performance metrics.

| Protocol       | accuracy    |             | specificity |             | precision   |             | sensitivity |             |
|----------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
|                | mean        | std. dev.   | mean        | std. dev.   | mean        | std. dev.   | mean        | std. dev.   |
| (1) 3D Medic   | 0.85        | 0.02        | 0.81        | 0.01        | 0.82        | 0.01        | 0.89        | 0.04        |
| (2) SpinEcho   | 0.86        | 0.02        | 0.77        | 0.03        | 0.81        | 0.02        | 0.96        | 0.03        |
| (3) 3D FISP    | 0.84        | 0.01        | 0.91*       | 0.01        | 0.89*       | 0.01        | 0.76*       | 0.02        |
| <b>Overall</b> | <b>0.85</b> | <b>0.02</b> | <b>0.83</b> | <b>0.06</b> | <b>0.84</b> | <b>0.04</b> | <b>0.87</b> | <b>0.09</b> |

\* Statistically different ( $p < 0.05$ )

An analysis of variance (ANOVA) shows that there exists a statistical difference between the different acquisition protocols for sensitivity, precision and specificity. To find which metrics from each acquisition protocol are significantly different from one another, a Tukey test was applied for each metric. Results show that for specificity and precision, protocol 3 (3D FISP) gives statistically higher values compared to the other two

acquisition protocols. On the other hand, the sensitivity metric for 3D FISP results in a significantly lower value compared to the other two MR sequences. For accuracy, there is no statistical difference between the three protocols. Table 4.4 summarizes this statistical analysis. In addition, the probabilistic error (P) of the k-NN method was estimated by applying 1NN classification process to the same 15581 closed regions. This test gave us the following limit:  $4.2\% < P < 8.3\%$  as an estimated mean error rate P for the three types of acquisition sequences.

## 4.4 Discussion

In the preceding results, the feature selection was done using PCA and clustering process on the learning database consisting of a set of MR image sequences of eight patients. This step allowed us to assess the capacity of the selected features to discriminate between the different anatomical structures contained in the MR images. Results confirm that the combination of statistical and spectral texture features allows us to adequately discriminate intervertebral disk from the background. Qualitative evaluation of the distribution of the closed regions in the feature space was done by visualizing only the first three components of the results of a PCA analysis. This showed us that the different clusters are indeed visually distinct. Further, this corroborates the quantitative evaluation obtained with the k-mean clustering process applied to a database comprising combined texture features. To support the choice of combined statistical and spectral texture features, a comparison of the results of the clustering process applied to different feature combinations clearly shows us the advantage of combining textural features. For the three types of MR acquisition sequences, the percentage of good classification is always lower with a database containing all extracted texture features compare to database containing spectral and statistical histogram texture features. This shows that the combination of information spectral and statistical histogram texture features vector was sufficient to better characterize the structures of interest.

The validation of the classification process was performed on a total of 505 images obtained from three patients and three different acquisition protocols. Results (Table 4.4 above) show that the proposed technique to classify closed regions in MR images with eight texture features yields average accuracy and precision values of 0.85 and 0.84 respectively for the three acquisition protocols while an average score of 0.83 was obtained for the specificity metric. The specificity measures how frequently a given region is correctly reported as background while the sensitivity (0.87) average value describes the capacity of the classification process to not miss structures of interest. The ultimate goal of the classification process is to enable precise 3D reconstruction of the structures of interest. Hence, the most important metric is sensitivity, because sensitivity quantifies how frequently the algorithm correctly reports that a given region is an intervertebral disks. In the context of volume and sequence of images, it is possible to get rid of extraneous regions (i.e. not representing regions of interest) by eliminating those closed contours that do not intersect with regions of interest identified in contiguous images in the sequence.

To verify the influence of different MR acquisition protocols, a statistical evaluation was performed. The results in Table 4.4 show that a classification based on eight textural features is 85% accurate regardless of the MR acquisition protocol. Indeed, there is no statistical difference between acquisition protocols for this metric. However there is a statistical difference in the precision, sensitivity and specificity metrics for the 3D FISP protocol. The specificity and the precision obtained with this sequence type yields statistically higher values compare to 2D Spin Echo and 3D MEDIC. These two metrics measure the capacity of the classification process to deal with background regions as expressed by the false positive (FP) and true negative (TN) measures. The result for the sensitivity value (0.76) with 3D FISP is significantly lower than the ones obtained with the other MR protocols. This means that the proposed classification method, when applied to 3D FISP images, will miss closed contours representing structures of interest. As discussed earlier, the key issue here is the ability of the process not to miss closed

regions representing structures of interest in order to ultimately obtain a precise 3D reconstruction of the patient's anatomy. Hence, because the sensitivity value for 3D FISP is significantly lower than for the other two protocols, 3D FISP is not recommended. On the other hand, a sensitivity of 0.96 for the 2D Spin Echo sequence means that 96% of the closed regions representing intervertebral disks (in 69 images coming from the three different patients) were correctly classified. Although the sensitivity result for 3D MEDIC images seems lower than for 2D Spin Echo, there is in fact no statistical difference between the two. For the 3D MEDIC, 85% of the closed regions representing intervertebral disks (in 215 images coming from three different patients) were properly classified with the proposed features. Hence, 3D MEDIC and 2D Spin Echo are the recommended protocols because they produce similar results with the proposed segmentation and classification process. The isotropic nature of the voxels for the 3D MEDIC is an advantage for the 3D model reconstruction because no interpolation is needed. On the other hand for the Spin Echo, the resolution in the acquisition plane (sagittal) is better than the 3D MEDIC but the 2.4 mm space between images result in the need to interpolate for the reconstruction of the 3D model.

## 4.5 Conclusion

In this paper we have considered the problem of oversegmentation inherent to many existing automatic segmentation methods. We have proposed a solution based on the classification of segmented regions using a heterogeneous feature vector including spectral and statistical texture features. The proposed method does not rely on local texture features such as those computed in a pixel by pixel basis. It is instead based on features characterizing specific closed regions in MR images of the spine detected via a watershed segmentation method. The k-NN classifier, used with the selected statistical and spectral texture features, can automatically label the closed regions as either intervertebral disks or background. In addition, the proposed features selection and classification method can handle MR images coming from different MR acquisition

protocols and different scoliotic patients. Results shows that for the three types of MR acquisitions studied, the sensitivity metrics reaches 0.87 overall and an average of 0.92 for the recommended MR sequence type (2D Spin Echo and 3D MEDIC). This suggests that our classification method, along with the statistical and spectral texture features may become a useful tool in the automatic segmentation of intervertebral disks. Also, our methodology can potentially be extended to the automatic segmentation of vertebral bodies in MR images, as well as to other anatomical structures from different imaging modalities where a combination of statistical and spectral features could allow a sufficient discrimination between the structures of interest and the background.

The specific clinical application presented at the outset of this paper is computer assistance for thoracoscopic surgical disk resection in patients presenting spinal deformities. Another application of this technique would be automatic segmentation and classification of herniated disks in order to obtain 3D reconstructions of such intervertebral disks. In this case, the structure of interest would still be the intervertebral disk, but the technique could also be used to classify vertebral bodies and discriminate them from background. Indeed, another clinical application would be 3D reconstruction of vertebral bodies in scoliotic patients to evaluate their wedging in 3D. Future work will focus on two areas. Firstly, an extensive evaluation of the precision of the 3D reconstruction of intervertebral disks using similarity measures will be performed. Secondly, we will investigate the possibility to extend the proposed method to other types of images coming from different imaging modalities.

### **Acknowledgments**

This study was supported in part by grants from FQRNT (Fonds Québécois de la Recherche sur la Nature et les Technologies) and NSERC (Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada). We also wish to thank Luc Duong Ph.D. for

his technical advices and Philippe Debanne to have reviewed the English of the manuscript.

## 4.6 References

- [1] Martel, A. L., Heid, O., Slomczykowski, M., Kerslake, R., and Nolte, L. P., Assessment of 3-dimensional magnetic resonance imaging fast low angle shot images for computer assisted spinal surgery *Comput Aided Surg*, vol. 3, pp. 40-4, 1998.
- [2] Hoad, C. L., Martel, A. L., Kerslake, R., and Grevitt, M., A 3D MRI sequence for computer assisted surgery of the lumbar spine *Physics in Medicine and Biology*, vol. 46, no. 8, pp. 213-220, 2001.
- [3] Georgy, B. A. and Hesselink, J. R., MR imaging of the spine: recent advances in pulse sequences and special techniques *AJR Am J Roentgenol*, vol. 162, pp. 923-34, 1994.
- [4] Muensterer, O., Eckstein, F., Hahn, D., and Putz, R., Computer-aided three dimensional assessment of knee-joint cartilage with magnetic resonance imaging *Clinical Biomechanics*, vol. 11, no. 5, pp. 260-266, 1996.
- [5] Schmid, M. R., Pfirrmann, C. W. A., Koch, P., Zanetti, M., Kuehn, B., and Hodler, J., Imaging of Patellar Cartilage with a 2D Multiple-Echo Data Image Combination Sequence *Am. J. Roentgenol.*, vol. 184, no. 6, pp. 1744-1748, 2005.
- [6] Coulon, O., Hickman, S. J., Parker, G. J., Barker, G. J., Miller, D. H., and Arridge, S. R., Quantification of spinal cord atrophy from magnetic resonance images via a B-spline active surface model *Magn Reson Med*, vol. 47, pp. 1176-85, 2002.
- [7] Peng, Z., Zhong, J., Wee, W., and Lee, J. H., Automated Vertebra Detection and Segmentation from the Whole Spine MR Images *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 3, pp. 2527-30, 2005.

- [8] Carballido-Gamio, J., Belongie, S. J., and Majumdar, S., Normalized Cuts in 3-D for Spinal MRI Segmentation IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 23, pp. 36-44, 2004.
- [9] Booth, S. and Clausi, D. A., "Image segmentation using MRI vertebral cross-sections," Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering, May 13-16 2001, pp. 1303-1308, 2001.
- [10] Cheng, J., Foo, S. W., and Krishnan, S. M., Watershed-presegmented snake for boundary detection and tracking of left ventricle in echocardiographic images IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, vol. 10, pp. 414-416, 2006.
- [11] Dokladal, P., Bloch, I., Couprie, M., Ruijters, D., Urtasun, R., and Garnero, L., Topologically controlled segmentation of 3D magnetic resonance images of the head by using morphological operators Pattern Recognition, vol. 36, no. 10, pp. 2463-2478, 2003.
- [12] Grau, V., Alcaniz Raya, M., Monserrat, C., Juan, M. C., and Marti-Bonmati, L., Hierarchical image segmentation using a correspondence with a tree model 37, pp. 47-59, 2004.
- [13] Vincent, L. and Soille, P., Watersheds in digital spaces: An efficient algorithm based on immersion simulations IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 13, no. 6, pp. 583-598, 1991.
- [14] Tek, F. B., Dempster, A. G., and Kale, I., Noise sensitivity of watershed segmentation for different connectivity: experimental study Electronics Letters, vol. 40, no. 21 , pp. 1332-3, Oct, 2004.
- [15] J. Han and M. Kamber. Data Mining: Concepts and Techniques., Morgan Kaufmann Publishers., 2001.
- [16] Cates, J. E., Whitaker, R. T., and Jones, G. M., Case study: An evaluation of user-assisted hierarchical watershed segmentation Medical Image Analysis: ITK Open Science - Combining Open Data and Open Source Software: Medical Image Analysis with the Insight Toolkit, vol. 9, no. 6, pp. 566-578, 2005.



- [17] Chevrefils, C. 1., Cheriet, F. 1., Grimard, G., and Aubin, C.-E., "Watershed segmentation of intervertebral disk and spinal canal from MRI images," *Image Analysis and Recognition. 4th International Conference, ICIAR 2007*, 22-24 Aug. 2007, pp. 1017-27, 2007.
- [18] Hurtut, T. 1. and Cheriet, F. 1., "Automatic closed edge detection using level lines selection," *Image Analysis and Recognition. 4th International Conference, ICIAR 2007*, 22-24 Aug. 2007, pp. 187-97, Aug. 2007-.
- [19] Zhu, H., Basir, O., and Karray, F., "Fuzzy integral based region merging for watershed image segmentation," *10th IEEE International Conference on Fuzzy Systems*, Dec 2-5 2001, pp. 27-30, 2001.
- [20] Patino, L., Fuzzy relations applied to minimize over segmentation in watershed algorithms *Pattern Recognition Letters*, vol. 26, no. 6, pp. 819-828, 2005.
- [21] Bezdek, J. C., Hall, L. O., and Clarke, L. P., Review of MR image segmentation techniques using pattern recognition *Med Phys*, vol. 20, pp. 1033-48, 1993.
- [22] Solanas, E., Duay, V., Cuisenaire, O., and Thiran, J.-P., "Relative anatomical location for statistical non-parametric brain tissue classification in MR images," *Proceedings 2001 International Conference on Image Processing*, 7-10 Oct. 2001, pp. 885-8, 2001.
- [23] Wells, W. M. I., Grimson, W. E. L., Kikinis, R., and Jolesz, F. A., Adaptive segmentation of MRI data *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 15, no. 4, pp. 429-42, Aug, 1996.
- [24] Taxt, T. and Lundervold, A., Multispectral analysis of the brain using magnetic resonance imaging *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 13, no. 3, pp. 470-81, Sep, 1994.
- [25] Galanaud, D., Nicoli, F., Chinot, O., Confort-Gouny, S., Figarella-Branger, D., Roche, P., Fuentes, S., Le Fur, Y., Ranjeva, J.-P., and Cozzone, P. J., Noninvasive

diagnostic assessment of brain tumors using combined in vivo MR imaging and spectroscopy *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 55, no. 6, pp. 1236-45, 2006.

[26] Sebbahi, A., Herment, A., Mousseaux, E., and Dumeé, P., "3D segmentation of cardio-vascular structures using an adaptive deformable surface method," *Proceedings of CAR'96: Computer Assisted Radiology-10th International Symposium*, June 1996, pp. 302-5, 1996.

[27] Cai, H., Verma, R., Ou, Y., Lee, S.-K., Melhem, E. R., and Davatzikos, C., "Probabilistic segmentation of brain tumors based on multi-modality magnetic resonance images," *2007 4th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro; ISBI'07*, Apr 12-15 2007, pp. 600-603, 2007.

[28] van Ginneken, B., Stegmann, M. B., and Loog, M., Segmentation of anatomical structures in chest radiographs using supervised methods: a comparative study on a public database *Medical Image Analysis*, vol. 10, no. 1, pp. 19-40, 2006.

[29] Van Ginneken, B., Frangi, A. F., Staal, J. J., Ter Haar Romeny, B. M., and Viergever, M. A., Active shape model segmentation with optimal features *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 21, no. 8, pp. 924-933, 2002.

[30] Seghers, D., Loeckx, D., Maes, F., Vandermeulen, D., and Suetens, P., Minimal shape and intensity cost path segmentation *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 26, no. 8, pp. 1115-29, 2007.

[31] Isgum, I., Rutten, A., Prokop, M., and van Ginneken, B., Detection of coronary calcifications from computed tomography scans for automated risk assessment of coronary artery disease *Medical Physics*, vol. 34, no. 4, pp. 1450-61, 2007.

[32] Smyth, P. P., Taylor, C. J., and Adams, J. E., Automatic measurement of vertebral shape using active shape models *Image and Vision Computing*, vol. 15, no. 8, pp. 575-581, 1997.

[33] Schad, L. R., Bluml, S., and Zuna, I., Tissue characterization by magnetic resonance spectroscopy and imaging: results of a concerted research project of the

European Economic Community. IX. MR tissue characterization of intracranial tumors by means of texture analysis *Magnetic Resonance Imaging*, vol. 11, no. 6, pp. 889-96, 1993.

[34] Herlidou, S., Idy-Peretti, I., Grebe, R., Grados, F., Lecuyer, N., and Fardellone, P., "Quantitative evaluation of trabecular bone structure by calcaneus MR images texture analysis of healthy volunteers and osteoporotic subjects," 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Oct 25-28 2001, pp. 2340-2342, 2001.

[35] Georgiadis, P., Cavouras, D., Kalatzis, I., Daskalakis, A., Kagadis, G. C., Sifaki, K., Malamas, M., Nikiforidis, G., and Solomou, E., Improving brain tumor characterization on MRI by probabilistic neural networks and non-linear transformation of textural features *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 89, no. 1, pp. 24-32, 2008.

[36] Mu, T., Nandi, A. K., and Rangayyan, R. M., Classification of breast masses using selected shape, edge-sharpness, and texture features with linear and kernel-based classifiers *Journal of Digital Imaging*, vol. 21, no. 2, pp. 153-169, 2008.

[37] Oliver, A., Freixenet, J., Marti, R., Pont, J., Perez, E., Denton, E. R. E., and Zwiggelaar, R., A novel breast tissue density classification methodology *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 12, no. 1, pp. 55-65, 2008.

[38] Haralick, R. M., Shanmugam, K., and Dinstein, I., Textural Features for Image Classification *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, vol. SMC-3, no. 6, pp. 610-621, 1973.

[39] Galloway, M. M., Texture Analysis Using Gray Level Run Length *Computer Graphics and Image Processing*, vol. pp. 172-179, 1975.

[40] Jain, A. K., Duin, R. P. W., and Jianchang Mao, Statistical pattern recognition: a review *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 22, no. 1, pp. 4-37, 2000.

- [41] Clarke, L. P., Velthuizen, R. P., Camacho, M. A., Heine, J. J., Vaidyanathan, M., Hall, L. O., Thatcher, R. W., and Silbiger, M. L., MRI segmentation: Methods and applications *Magnetic Resonance Imaging*, vol. 13, no. 3, pp. 343-368, 1995.
- [42] Clarke, L. P., Velthuizen, R. P., Phuphanich, S., Schellenberg, J. D., Arrington, J. A., and Silbiger, M., MRI: stability of three supervised segmentation techniques *Magn Reson Imaging*, vol. 11, pp. 95-106, 1993.
- [43] Modic, M. T., Weinstein, M. A., Pavlicek, W., Boumpfrey, F., Starnes, D., and Duchesneau, P. M., Magnetic resonance imaging of the cervical spine: technical and clinical observations *AJR Am J Roentgenol*, vol. 141, pp. 1129-36, Dec, 1983.
- [44] Otsu, N., A threshold selection method from gray-level histograms *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, vol. SMC-9, no. 1, pp. 62-6, 1979.
- [45] Gonzalez, R. C., Woods, R. E., and Eddins, S. L. *Digital Image Processing Using Matlab*, Prentice Hall, 2004.
- [46] Cover, T., Cover, T., and Hart, P., Nearest neighbor pattern classification: Nearest neighbor pattern classification: *Information Theory, IEEE Transactions on Information Theory, IEEE Transactions on*, vol. 13, no. 1, pp. 21-27, 1967.
- [47] Duda, R. O. , Hart, P. E., and Stork, D. G. *Pattern Classification*, John Wiley and Sons, 2001.
- [48] Fralick, S., Fralick, S., and Scott, R., Nonparametric Bayes-risk estimation: Nonparametric Bayes-risk estimation: *Information Theory, IEEE Transactions on Information Theory, IEEE Transactions on*, vol. 17, no. 4, pp. 440-444, 1971.
- [49] Sonka, M. and Fitzpatrick, J. M. *Handbook of Medical Imaging : Medical Image Processing and Analysis*, SPIE, 2004.

**CHAPITRE 5 PRÉSENTATION DE L'ARTICLE 2 -  
QUANTITATIVE EVALUATION OF AN AUTOMATIC  
SEGMENTATION METHOD FOR 3D RECONSTRUCTION OF  
INTERVERTEBRAL SCOLIOTIC DISKS FROM MR IMAGES.**

La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de cet article est évaluée à 85%. Cet article a été soumis pour publication à la revue «Magnetic Resonance Imaging» au mois d'août 2009.

Cet article répond à l'objectif spécifique 2 (fig.3.2) qui est de valider la segmentation automatique afin de vérifier la précision et la robustesse pour des cas de patients scoliotiques.

Ce deuxième article présente les résultats d'une évaluation quantitative de la technique de segmentation automatique combinée à la classification. L'évaluation quantitative est basée sur une comparaison entre les résultats de segmentation manuelle (effectué par 3 experts) et la segmentation automatique. La robustesse a aussi été vérifiée par une évaluation de l'effet de différents facteurs sur les résultats de la segmentation automatique. Les résultats ont permis de conclure que la technique de segmentation automatique tel que proposé dans l'article est exploitable dans un contexte clinique.

## Quantitative Evaluation of an Automatic Segmentation Method for 3D Reconstruction of Intervertebral Scoliotic Disks from MR Images.

Claudia Chevrefils Eng.<sup>1,2</sup>, Farida Chériet PhD.<sup>1,2</sup>, Guy Grimard MD.<sup>2</sup>, Marie-Claude Miron MD.<sup>2</sup>, Carl-Éric Aubin, PhD.<sup>1,2</sup>

- (1) Ecole Polytechnique de Montréal, P.O. Box.6079, Succursale Centre-ville, Montréal, (Québec), Canada, H3C 3A7.
- (2) Sainte-Justine Hospital Research Center, 3175 Cote-Sainte-Catherine, Montreal, (Quebec), Canada, H3T 1C5.

E-mail:

[Claudia.chevrefils@polymtl.ca](mailto:Claudia.chevrefils@polymtl.ca),

[Farida.cheriet@polymtl.ca](mailto:Farida.cheriet@polymtl.ca),

[Guy\\_grimard@ssss.gouv.qc.ca](mailto:Guy_grimard@ssss.gouv.qc.ca),

Marie-claude\_miron@ssss.gouv.qc.ca,

[Carl-eric.aubin@polymtl.ca](mailto:Carl-eric.aubin@polymtl.ca)

Corresponding author :Claudia Chevrefils

Telephone : +1 (514) 345-4931 ext : 3277

## **ABSTRACT**

Intraoperative images during intervertebral disk resection may not fully describe the actual geometry of the structures of interest due to many factors such as the inherent projection of the imaging modality leading to loss of depth perception, the presence of surgical tools in the region of interest and other constraints typically imposed in an operating room. Using a computer assistance system and a preoperative model can alleviate these problems and give more complete 3D information. This paper presents a quantitative evaluation of an automatic segmentation method for 3D reconstruction of intervertebral scoliotic disks from MR images. The automatic segmentation method is based on the watershed technique and morphological operators. The Dice Similarity Coefficient (DSC) is the main statistical metric used to validate the automatically detected preoperative disk volumes. Results show that depending on the type of MR acquisition sequence, the DSC can be as high as 0.79 ( $\pm 0.04$ ). These 3D results are also supported by a 2D quantitative evaluation as well as by robustness and variability evaluations. The mean discrepancy (in 2D) between the manual and automatic segmentations for regions around the spinal canal is of 1.8 ( $\pm 0.8$ ) mm. The robustness study shows that among the five factors evaluated, only the type of MRI acquisition sequence can affect the segmentation results. Finally, the variability of the automatic segmentation method is lower than the variability associated with manual segmentation performed by different users. This comprehensive evaluation of the automatic segmentation and 3D reconstruction of intervertebral disks of scoliotic patients shows that the proposed technique is exploitable in a clinical context and can eventually help surgeons in many applications involving the segmentation of the intervertebral disks.

## 5.1 Introduction

Several types of surgery can be performed on scoliotic patients to reduce their spinal deformations. Thoracoscopic disk resection, precise positioning of hooks and screws on vertebrae using anterior or posterior approach, and implanting of staples on vertebral bodies, are the main examples. The use of computer assistance in such surgeries can help clinicians to perform their surgical manipulation more precisely by dynamically bringing additional information such as the remaining disk tissue or the distance of surgical tools from critical anatomical structures like the aorta or spinal canal, in the case of intervertebral disk resection. Moreover, multimodal image fusion of a preoperative MRI spine volume with intraoperative images could be very useful to visualize a 3D spine model including soft tissues and bones in a single view, thus reducing cognitive effort on the part of the surgeon. Intraoperative images do not fully describe the actual geometry of the structures of interest due to many factors such as the inherent projection of the imaging modality (which leads to loss of depth perception), the presence of surgical tool in the region of interest and other constraints typically imposed in an operating room.

Using preoperative models can alleviate these problems and give more complete 3D information. A variety of imaging modalities can be used to acquire volumetric information on the patient's anatomy but MRI is a relevant choice because it is a non invasive imaging modality with the capacity to capture details of soft tissues like intervertebral disks. An augmented rendering of thoracoscopic images to restore depth and context information with a real time update of the geometric model of the operated disk during a discectomy procedure would be very useful. Towards this goal, the preoperative 3D geometry of the disk could be extracted from the MRI volume by segmenting the region corresponding to the intervertebral disk from the MRI images.

Chevrefils et al. in [1, 2] developed an algorithm based on morphologic operators and the watershed technique to automatically segment intervertebral disks from MRI of scoliotic



patients. However, a quantitative evaluation of this automatic segmentation and 3D reconstruction technique is still needed. The evaluation of an algorithm whose aim is to properly segment a specific structure must measure the degree to which the segmentation corresponds to the structure's true shape. Janin et al. [3] proposed a framework describing the main steps of a reference-based validation procedure. Based on this work, a validation criterion aimed at characterizing a specific property of the segmentation method. For example, a quantitative evaluation study required two validation criteria: the robustness and the assessment of a predefined similarity measure. Robustness was evaluated by means of a sensitivity study that verifies if the automatic segmentation results are influenced by specific parameters characterizing the clinical dataset. The second validation criterion was the similarity measure that compared the automatic segmentation results with the manual segmentation in 3D and 2D. Manual segmentation performed by experts in real clinical images is recognized as an acceptable gold standard against which new segmentation algorithms can be compared. The choice of the appropriate metric to test the validation criteria is an important issue in a validation study and usually depends on the type of segmentation method under scrutiny. Some studies used segmentation procedures that did not account for partial belonging of a voxel to the volume but rather yielded a binary decision for each voxel. A simple volume overlap measure was relevant for such cases and there were no need to define more complex metrics such as in Crum et al. [4] or Shattuck et al. [5]. There exists many metrics to quantify volume overlap and many have been used recently for validation of medical image segmentation: Hausdorff distance [6-8], William index [7,9] Dice Similarity Coefficient (DSC) [10,11] and Tanimoto Coefficient (TC) [12]. The Hausdorff distance measures the extent to which each point on a contour A is near some point on a contour B; this metric is useful in detecting outliers among the points forming a contour because it represents the worst point to point variation. This type of local measure is useful to detect spikes in the contour of structures. However, with some types of segmentation, for example watershed segmentation applied to modified gradient images (as in our case), the contour delimitation was always smooth and hence the type of information given by

this metric was not relevant for our validation. On the other hand, the DSC and TC are intimately related (see [4]) and both metrics measure overlapping of pixels or voxels, which was a relevant measure for segmentation based on binary decisions. The DSC was thus the similarity measure used in this paper. The Modified William index is also an interesting measure that takes into consideration inter-user variability and was also included in a variability study.

This paper presents the quantitative evaluation of an automatic segmentation technique for intervertebral disks previously published in [1,2]. Our first objective in the present study is to assess a similarity measure for spatial volumes in order to adequately compare the proposed automatic segmentation results with those of manual segmentation. Our second objective is to evaluate the robustness of the automatic segmentation technique.

For scoliotic patient, because of the 3D spine deformation, it is impossible to locate the whole spine cord in a single MR image, the intervertebral disks and the vertebrae are often also deformed, bringing additional challenge to the automatic segmentation method. This clearly motivated the necessity to conduct a robustness evaluation to ascertain the capacity of the proposed technique to cope with different spatial positioning and shape variations of intervertebral disk and surrounding anatomical structures.

The organization of this paper is as follows. The next section describes the types of images composing the clinical dataset as well as the 3D reconstruction of intervertebral disks based on the proposed automatic segmentation algorithm. Section 5.2 also provides details on how the validation criteria are evaluated. Section 5.3 presents the results obtained for the clinical dataset of scoliotic patients. Finally, in Section 5.4, we interpret the experimental results and discuss their implication for spine specialist clinicians.

## 5.2 Materials and Methods

### 5.2.1 Image Acquisition Sequences

The MR images were acquired at Sainte-Justine Hospital with a 1.5 Tesla Magnetom Avanto system (Siemens, Erlangen, Germany). The radiofrequency (RF) transmitting and receiving units consisted of a body coil. Three different acquisition protocols were studied.

The first acquisition protocol was based on a 3D MEDIC (Multi Echo Data Image Combination) sequence used in the sagittal plane with Repetition Time (TR) = 23 milliseconds (ms), Echo Time (TE) = 12 ms, slice thickness of 1 millimeter (mm) and a matrix of 256 X 256 elements leading to a voxel size of 1 mm<sup>3</sup>. The second acquisition used a 3D FISP (Fast Imaging with Steady state Precession) sequence with parameters TR=7.1 ms, TE=2.38 ms, slice thickness of 1 mm and a matrix of 256 X 256 elements leading to a voxel size of 1 mm<sup>3</sup>. The third acquisition protocol was a standard 2D Spin Echo used with parameters TR=780 ms and a TE=18 ms, with a slice thickness of 2 mm and 2.4 mm of space between slices using a matrix of 384 mm X 384 mm, leads to a pixel size of 0.67 mm<sup>2</sup> in the sagittal direction. The three acquisition protocols were performed in the sagittal plane because our application calls for high resolution in that plane near the spinal canal and intervertebral disks. The three protocols were acquired in the same session, but since these were lengthy acquisitions we allowed the patient to move between each acquisition.

The choice of the above acquisition protocols was based on the most commonly used sequence types for segmentation of musculoskeletal images. All three acquisition sequences have relatively short TE's because this makes it possible to see the intervertebral disks without distinguishing between the annulus and the nucleus pulposus [13], which is what is required in the current study (Fig. 5.1).

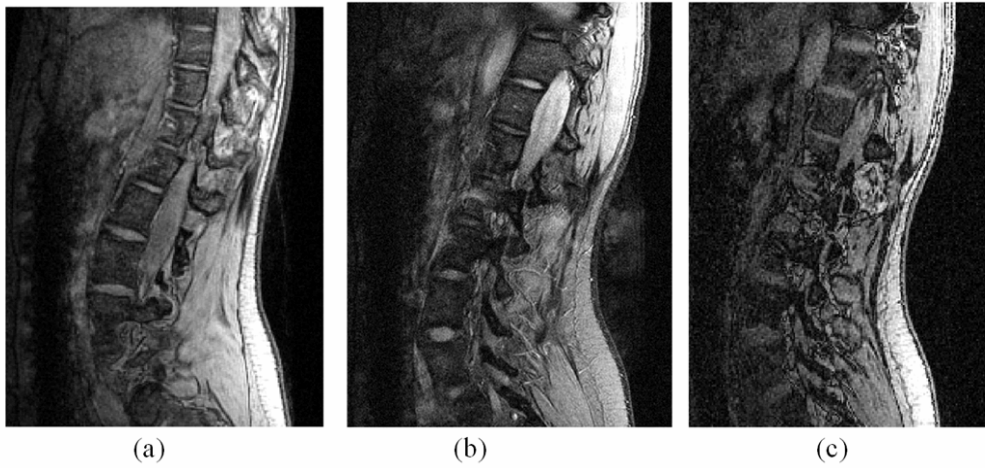


Figure 5.1 : Three different acquisition sequences for the same patient from the medium scoliotic severity group: (a) 3D MEDIC, (b) 2D Spin Echo, (c) 3D FISP.

### 5.2.2 Automatic 3D Reconstruction of Intervertebral Disks

The proposed algorithm had three main steps: segmentation, classification and fusion of complementary information coming from coronal and sagittal views, thus taking full advantage of the imaging modality. In brief, this algorithm was an unsupervised segmentation technique able to detect intervertebral disks in short TE MR images of scoliotic patients. As a first step, sagittal images and interpolated coronal images were segmented using the watershed technique applied to modified gradient images as described by Chevrefils et al. [1]. The gradient image was modified using internal and external markers and morphological operators to keep only the most significant and relevant contours for the structures of interest. In the context of the watershed method, internal markers ( $F_{int}^m$ ) represented sets of connected pixels inside the regions of interest, while the external markers ( $F_{ext}^m$ ) represented the deepest valley lines surrounding every internal marker. Combined binary markers  $F_m$  were imposed as minima on the gradient image and enabled the automatic segmentation of intervertebral disks in MRI of scoliotic

patients. This technique resulted in some over-segmentation, thus necessitating a subsequent classification step.

The classification process, as described in [2], was used exclusively in the sagittal images to label the closed contours as either intervertebral disks or background. In short, the classification step allowed us to eliminate background regions that were falsely detected as intervertebral disks in the automatic segmentation step. The supervised k-Nearest Neighbours (k-NN) classifier was used with eight statistical and spectral texture features to label each region as either intervertebral disk (dark regions) or background (white regions) in the sagittal segmented images. This constituted the second step of the reconstruction process. Being computationally expensive, the classification was limited to the sagittal images because anatomical correspondence can be performed to locate the intervertebral disk regions in the coronal images.

The third step of the segmentation process was the fusion of information coming from the sagittal and coronal segmentations. This merging of information was important because, as illustrated in Fig. 5.2 (b), segmentation of intervertebral disks in sagittal images in the lateral regions of the vertebrae was difficult because of the scoliotic deformity (spinal curvature). But, in cases where the disk regions were hard to identify in the sagittal plane, those same regions can be more easily segmented in the coronal plane (Fig. 5.2 (c)). The inclusion of the coronal image segmentation data thus helped us to delimit more precisely the lateral portions of the disks, corresponding to the shaded elliptical areas in Fig. 5.2 (a).

The fusion of sagittal and coronal segmentation information was achieved as follows: because the slice thickness and the spacing between slices were known, it was possible to join the voxels of the sagittal disk masks and create a reference volume for each disk. The same process was applied to the unlabelled segmented coronal images, creating a set of

volumes representing disks and background regions in that case. The centroids of the volumes were calculated and represented the key points for anatomical correspondence between the volumes created from the classified regions in the sagittal plane (reference disk volumes) and the set of volumes created from the segmentation of the coronal planes. Corresponding disk volumes from the two imaging planes were thus superimposed. The fusion of the two volumes representing the same disk  $D$  was based on the following equation:

$$D = D_{ref} \cup D_{cor}$$

where  $D_{ref}$  was the disk volume coming from the sagittal segmentation and  $D_{cor}$  was the disk volume coming from the segmentation of coronal images directly. This step enabled us to use all the information provided by a volume acquisition modality like MRI and addressed the difficulty of disk segmentation in the lateral regions of the disks when analyzing sagittal images only. A summary of the three steps of the reconstruction process was shown in Fig.5.3.

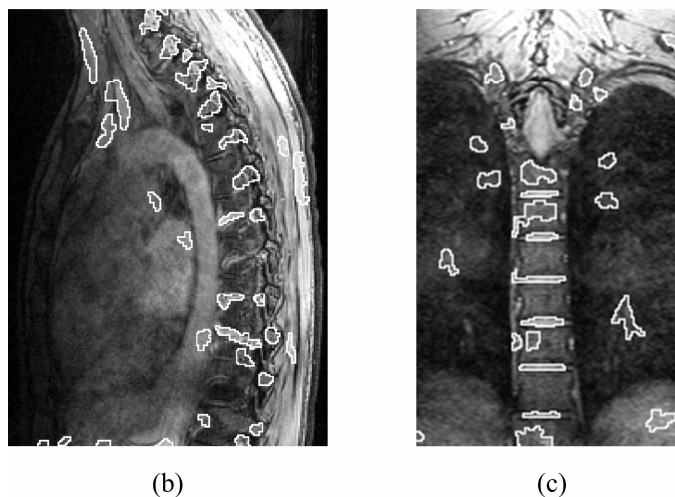
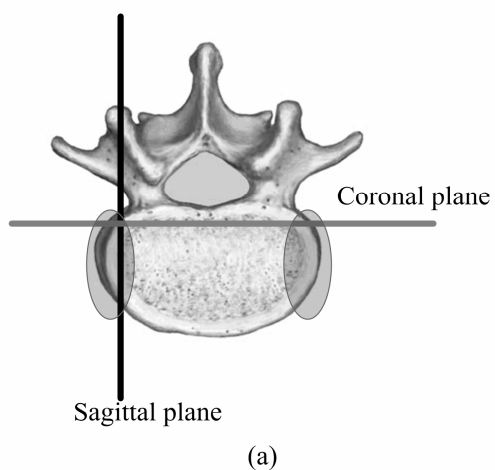


Figure 5.2 : Complementary information is found in different imaging planes. (a) Axial view of vertebra showing orientations of sagittal and coronal planes. The shaded ellipses show the regions for which intervertebral disks are hard to segment in sagittal images. (b) Segmented sagittal image corresponding to the plane showed in (a). None of the intervertebral disks were properly segmented in this sagittal image. (c) Segmented coronal image corresponding to the plane showed in (a). Several disk contours that the automatic segmentation algorithm was not able to detect in the sagittal plane were on the other hand well detected in the coronal plane.

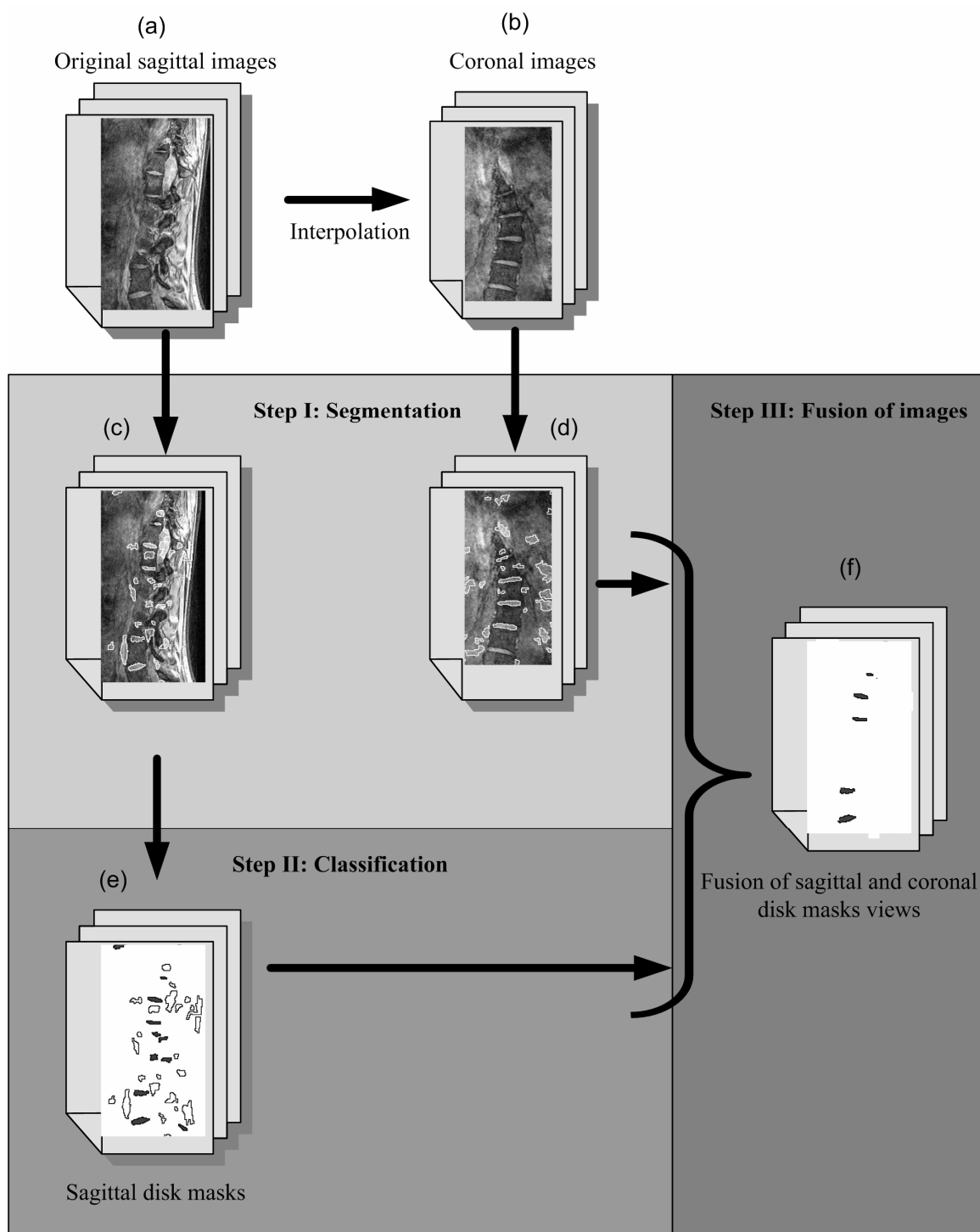


Figure 5.3 : Flow chart of the different steps to obtain the final reconstruction of the intervertebral disks.



### 5.2.3 Evaluation of the Automatic Segmentation

The validation dataset consisted of nine scoliotic patients who underwent magnetic resonance imaging with the three different protocols. Three of the patients had a mild main thoracic curve (Cobb angles from 12° to 24°), three had a moderate curve (Cobb angles from 28° to 35°) and three had a more severe curve requiring surgery (Cobb angles from 43° to 60°). Manual segmentation done by three clinical experts provided a gold standard for the quantitative evaluation procedure. Each user segmented a total of nine intervertebral disks coming from different patients presenting different curve severities and representing different MRI protocols and different positions relative to the apex of the curve. Experts carefully indicated the boundaries of the intervertebral disks in every MR slice using the commercially available SliceOmatic™ software (Tomovision, Montreal). While doing the manual segmentation, the experts had access to the orthogonal views, just as in the proposed automatic segmentation approach.

#### 5.2.3.1 Similarity Measure

The Dice Similarity Coefficient (DSC) was used as a statistical metric to evaluate the performance of the novel automatic segmentation method. The DSC has been used in various studies to evaluate the segmentation of many organs in MRI and CT [14-16]. The DSC measures the spatial overlap between two segmentations X and Y. The coefficient was defined as:

$$DSC(X, Y) = \frac{2|X \cap Y|}{|X| + |Y|} \quad (1)$$

where X represented the set of voxels in an intervertebral disk resulting from automatic segmentation and Y the set of voxels contained in the same intervertebral disk resulting from manual segmentation. The values for the DSC range between 0 and 1 where 0 means no overlap and 1 means a perfect overlap between the manual segmentation performed by one of the experts and the corresponding automatic segmentation. A DSC

value greater than 0.7 has been reported as indicating good segmentation performance [14,15,17]. The number of voxels contained in the volumes produced by manual and automatic segmentation was also compared to provide an indicator of over- or under-estimation of volumes created by the automatic method.

To refine the evaluation of the automatic segmentation, the 2D DSC was also calculated for every sagittal image to locate the intervertebral disk regions that were more prone to produce large errors using automatic segmentation. Moreover, a mean 2D distance in mm between the manually segmented and automatic segmented disk boundaries in the area of the spinal canal was calculated in the sagittal images spanning the canal.

#### **5.2.3.2 Variability**

The variance of the results was calculated to compare the variability of the DSC for the proposed segmentation algorithm with the inter-user variability. The inter-user variability represented the degree of concordance between manual segmentations performed by different users. To evaluate the variability, the same three disks were segmented by two users for each MRI acquisition protocol. The 3D DSC was calculated using (Eq.1) for three different cases: a first case for which manual segmentation of user 1 was compared with the automatic segmentation results, a second case for which manual segmentation of user 2 was compared with the automatic segmentation results and a third case for which manual segmentation of user 1 was compared with manual segmentation of user 2.

#### **5.2.3.3 Robustness**

As the second objective of the paper was to evaluate the robustness of the automatic segmentation algorithm, we evaluated whether the results of the automatic segmentation were influenced by specific factors characterizing the MR images of scoliotic patients. An experimental factorial design was used to determine the effect of five major

characteristics of MR images of scoliotic patients. The studied factors were: 1) the type of MRI acquisition sequence, 2) the position of the intervertebral disk relative to the apex of the curvature, 3) the degree of severity of the curvature, 4) the MRI inter-patient variability for each image acquisition protocol, and finally 5) the user who performed the manual segmentation. Among the five factors, the MRI inter-patient variability was considered a secondary factor in the DOE (Design of Experiment) because it was an uncontrollable factor. This uncontrollable factor represented the fact that within a given MRI acquisition protocol, the image intensity of specific anatomical structures can vary from patient to patient.

Each factor had three modalities. The modalities for the MRI acquisition sequence type were the three acquisition sequences described in section 2.1 (3D MEDIC, 3D FISP and 2D Spin Echo). The modalities for the severity of the scoliosis were low severity, moderate severity and high severity deformation. For the position of the intervertebral disk relative to the apex, the modalities corresponded to the disk located at the apex itself, one level superior to the apex and one level inferior to the apex. Three different users performed manual segmentation and represent the three user modalities. Finally, to verify if the MRI inter-patient variability for a given MRI acquisition sequence can modify the result of the DSC measure, the manual segmentation was divided into three blocks, each block representing a trio of patients with low, moderate and high severity deformations.

With a factorial design taking into account simple and double interactions of four factors, and with three blocks of patients to also consider the uncontrollable factor related to MRI inter-patient variability, the number of runs was 27:  $3(4-2) \times 3$  blocks = 27, or  $M(k-p)$  where M was the modality, k the number of factors and p the number of higher order interactions that the user wants to eliminate. With this type of statistical evaluation, it was possible to evaluate whether the simple and double interactions of the factors had an

effect on the studied response and also whether the blocking factor had an effect on the studied response.

## 5.3 Results

### 5.3.1 3D Similarity Measure

Table 5.1 shows the 3D DSC values and their standard deviation for the three MRI sequences and the number (n) of disks used for the evaluation. Within a group for a given MRI sequence, each of the n disks came from a different patient. An ANOVA test showed that the 3D DSC of the 3D FISP protocol was statistically lower than the results obtained with the other two protocols. However there was no statistically significant difference between the results obtained for the 3D MEDIC and the Spin Echo sequences. The mean value of the 3D DSC for those two sequences was 0.77 and was higher than the threshold value of 0.70, considered as the minimum for a good segmentation performance as mentioned in section 5.2.3.1.

Table 5.1 : Mean 3D Dice Similarity Coefficient and its standard deviation for the three acquisition sequences, each group composed of n disks.

| <b>MRI Sequences</b>   | <b>3D DSC (std dev)</b> | <b>n</b> |
|------------------------|-------------------------|----------|
| 3D MEDIC               | 0.79 (0.04)             | 9        |
| 3D FISP                | 0.64 (0.09)             | 9        |
| Spin Echo              | 0.75 (0.07)             | 9        |
| All sequences          | 0.73(0.09)              | 27       |
| 3D MEDIC and Spin Echo | 0.77(0.06)              | 18       |

To assess the segmentation performance in terms of over- or under-segmentation of the volume of an intervertebral disk, the number of voxels was calculated for the 27 different intervertebral disks. For each type of MRI sequence, there were a total of nine disks, each corresponding to a different patient, and representing different Cobb angles and different

positions relative to the apex. Fig. 5.4 shows that for the 3D MEDIC (a) and Spin Echo (b), the majority (all except one) of the automatic segmentations were underestimated compared to manual segmentation (by 25% and 20% respectively). For the 3D FISP (Fig. 5.4 (c)), there was no trend in the over- or under-segmentation of volume for the automatic segmentation compared to the manual segmentation. For this MRI sequence, the automatic volume was either under- or over-estimated by mean 30% compared to manual segmentation. To evaluate where in the volume the under-segmentation was more pronounced, 2D DSC values were calculated on all the slices for the 27 intervertebral disks; those results are discussed in section 5.3.2.

Typical results for the 3D reconstruction of intervertebral disks are shown in Fig. 5.5 for the three different MRI acquisitions. By superimposing the volumes and applying transparency (Fig. 5.5 (c) and (f)), it was clear that for the 3D MEDIC and Spin Echo sequences, the error in the spatial overlap between the manual and automatic volumes, as calculated with the 3D DSC, was mainly due to volume underestimation by the automatic process. On the other hand, for the 3D FISP, we can see that the 3D reconstruction of the automatic segmentation (Fig. 5.5 (h)) was less smooth than the results obtained for the two other MRI acquisition protocols (Fig. 5.5 (b) and (e)) and than the corresponding manual result (Fig. 5.5 (g)).

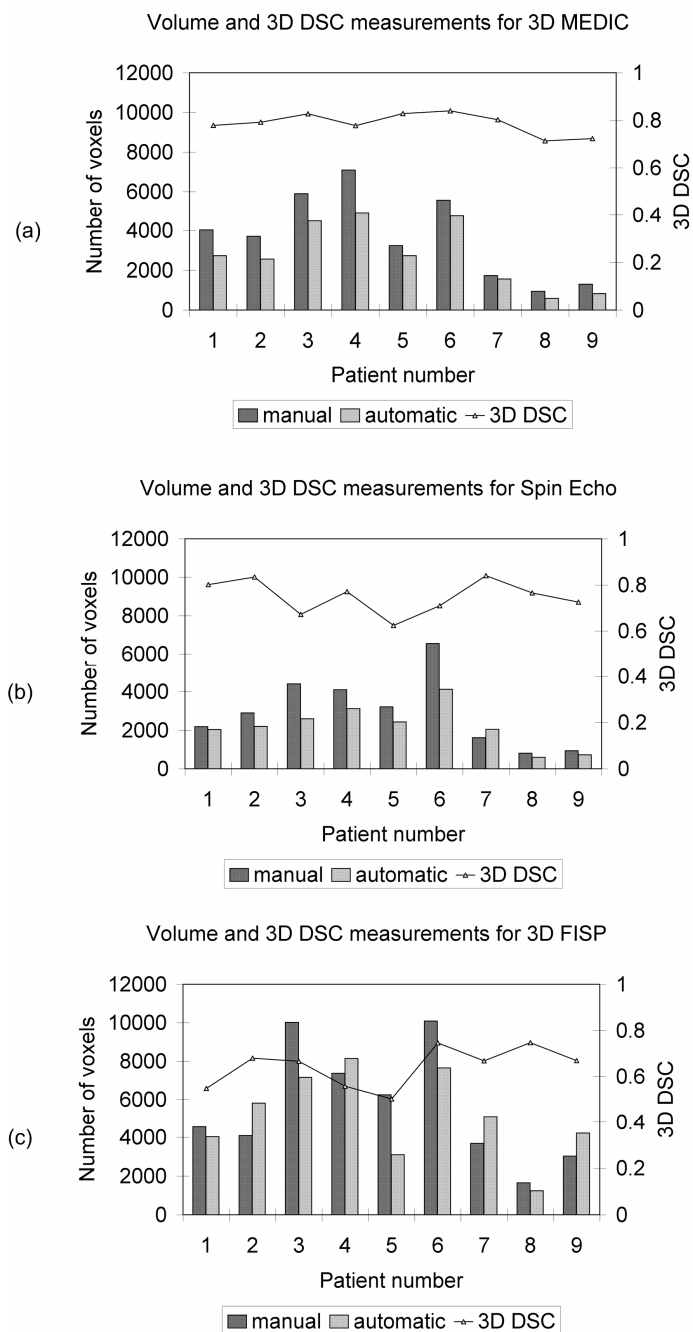


Figure 5.4: The three graphs represent the volumes of the 27 intervertebral disks obtained manually and automatically and the 3D DSC values for each MRI acquisition sequence: (a) for the 3D MEDIC, (b) for the Spin Echo and (c) for the 3D FISP.

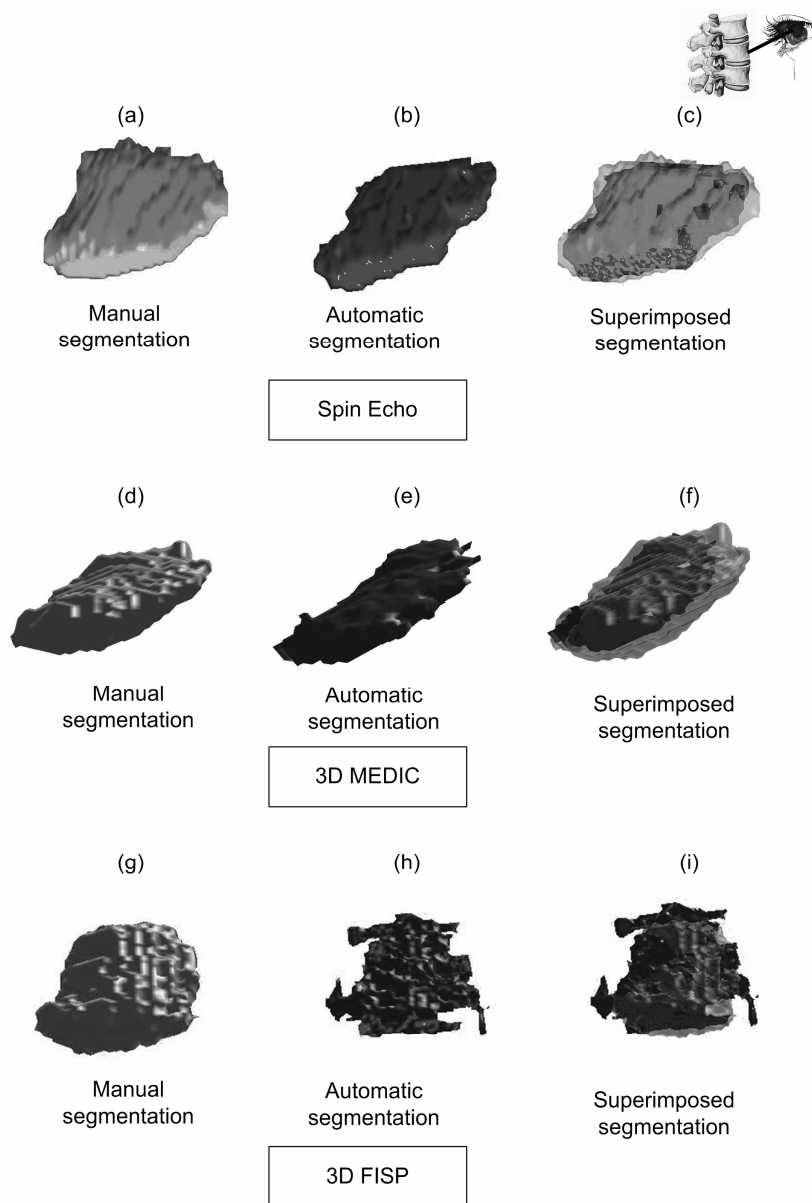


Figure 5.5 : 3D reconstruction of intervertebral disks obtained with the manual and automatic segmentation procedures. The first column shows a 3D reconstruction in light gray representing the manual segmentation; the second column shows a 3D reconstruction in dark gray representing the automatic segmentation. The third column shows the superimposition of the manual and automatic segmentations. The first row shows the results for the Spin Echo MRI sequence, the second row shows the results for the 3D MEDIC and the third row shows the results for the 3D FISP.

### 5.3.2 2D Similarity Measure

To complete the performance evaluation of the novel automatic segmentation algorithm, the 2D DSC was calculated on all slices of all the intervertebral disk volumes in this study. Tables 5.2, 5.3 and 5.4 present the mean 2D DSC for the mid-sagittal slices and for the lateral slices for the 3D MEDIC, Spin Echo and 3D FISP MRI sequences respectively. The mid-sagittal slices corresponded to 80% of the slices spanning the intervertebral disks, while the remaining 20% are the lateral slices (10% on each side). The number of slices composing each intervertebral disk was also indicated (n). Examination of the results shows that the 2D DSC values for the mid-sagittal slices were always higher than for the lateral slices for every given volume in the case of the 3D MEDIC and Spin Echo images, while this was not the case for the 3D FISP images.

Table 5.2 : Mean 2D DSC and standard deviation for the mid-sagittal and lateral slices for 3D MEDIC images of nine patients.

| 3D MEDIC<br>Patients | Mid-sag slices |         |    | Lateral slices |         |    |
|----------------------|----------------|---------|----|----------------|---------|----|
|                      | Mean DSC       | std dev | n  | Mean DSC       | std dev | n  |
| p1                   | 0.70           | 0.29    | 28 | 0.52           | 0.48    | 8  |
| p2                   | 0.79           | 0.14    | 30 | 0.06           | 0.12    | 8  |
| p3                   | 0.86           | 0.06    | 32 | 0.36           | 0.31    | 8  |
| p4                   | 0.78           | 0.17    | 40 | 0.05           | 0.16    | 10 |
| p5                   | 0.83           | 0.06    | 26 | 0.43           | 0.46    | 8  |
| p6                   | 0.83           | 0.11    | 33 | 0.40           | 0.38    | 10 |
| p7                   | 0.81           | 0.09    | 22 | 0.65           | 0.31    | 6  |
| p8                   | 0.73           | 0.09    | 23 | 0.13           | 0.24    | 6  |
| p9                   | 0.66           | 0.30    | 25 | 0.31           | 0.43    | 8  |



Table 5.3 : Mean 2D DSC and standard deviation for the mid-sagittal and lateral slices for Spin Echo images of nine patients.

| Spin Echo<br>Patients | Mid-sag slices |         |    | Lateral slices |         |   |
|-----------------------|----------------|---------|----|----------------|---------|---|
|                       | Mean DSC       | std dev | n  | Mean DSC       | std dev | n |
| p1                    | 0.82           | 0.09    | 9  | 0.58           | 0.25    | 4 |
| p2                    | 0.83           | 0.04    | 9  | 0.82           | 0.10    | 4 |
| p3                    | 0.69           | 0.08    | 13 | 0.26           | 0.30    | 4 |
| p4                    | 0.74           | 0.25    | 12 | 0.67           | 0.21    | 4 |
| p5                    | 0.56           | 0.33    | 11 | 0.36           | 0.30    | 4 |
| p6                    | 0.64           | 0.30    | 14 | 0.58           | 0.14    | 4 |
| p7                    | 0.86           | 0.12    | 9  | 0.63           | 0.43    | 4 |
| p8                    | 0.74           | 0.32    | 8  | 0.29           | 0.41    | 2 |
| p9                    | 0.67           | 0.28    | 9  | 0.28           | 0.42    | 4 |

Table 5.4 : Mean 2D DSC and standard deviation for the mid-sagittal and lateral slices for 3D FISP images of nine patients.

| 3D FISP<br>Patients | Mid-sag slices |         |    | Lateral slices |         |    |
|---------------------|----------------|---------|----|----------------|---------|----|
|                     | Mean DSC       | std dev | n  | Mean DSC       | std dev | n  |
| p1                  | 0.43           | 0.35    | 29 | 0.42           | 0.36    | 8  |
| p2                  | 0.75           | 0.09    | 28 | 0.50           | 0.33    | 8  |
| p3                  | 0.58           | 0.30    | 31 | 0.38           | 0.41    | 10 |
| p4                  | 0.41           | 0.18    | 36 | 0.44           | 0.09    | 10 |
| p5                  | 0.35           | 0.34    | 32 | 0.11           | 0.19    | 10 |
| p6                  | 0.63           | 0.27    | 32 | 0.70           | 0.16    | 8  |
| p7                  | 0.66           | 0.12    | 26 | 0.45           | 0.36    | 8  |
| p8                  | 0.74           | 0.22    | 28 | 0.20           | 0.28    | 8  |
| p9                  | 0.66           | 0.07    | 24 | 0.61           | 0.27    | 8  |

Fig. 5.6 shows in detail some typical results for the 2D DSC. Fig. 5.6 (a), (d) and (g) plot the distribution of the 2D DSC as a function of slice position. These graphs demonstrate that the lower DSC values are found in the lateral slices for the 3D MEDIC and Spin Echo. It was also possible to appreciate visually the under-segmentation by the automatic method in the case of the 3D MEDIC and Spin Echo sequences, which occurs mainly in the lateral slices (lateral portions of the disk) as can be seen in Fig. 5.6 (b) and (e). On the other hand, the mid-sagittal slices (Fig. 5.6 (c) and (f)) showed very similar contours for the manual and automatic segmentations. For the 3D FISP case however, the 2D contours showed no systematic under-segmentation of the intervertebral disk contours (Fig. 5.6 (h))

and (i)) and significant variations of the 2D DSC values were found throughout the volume.

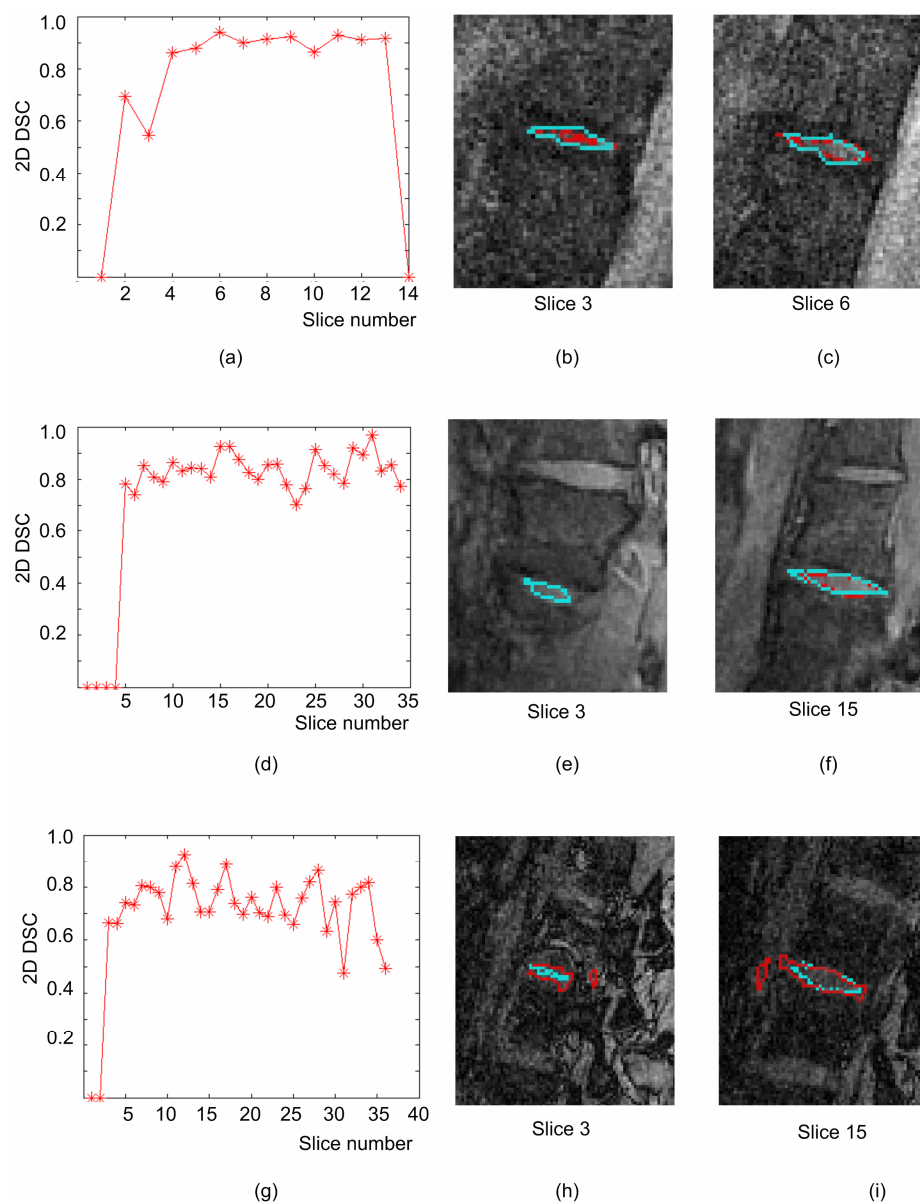


Figure 5.6 : Graphs of the 2D DSC relative to slice number are presented for the (a) Spin Echo, (d) 3D MEDIC and (g) 3D FISP sequences. In the 2D images, cyan represents manual segmentation and red represents automatic segmentation of the intervertebral disk for slices in the lateral and mid-sagittal planes of the disk for the Spin Echo ((b) and (c)), 3D MEDIC ((e) and (f)), and 3D FISP (h) and (i) sequences.

We also sought to quantify the discrepancy between the 2D boundaries of the manual and automatic segmentations in the sagittal imaging slices surrounding the spinal canal, for the Spin Echo and 3D MEDIC sequences. In this evaluation, we found that the automatic segmentation was underestimated (i.e. its boundary was farther from the edge of the canal) compared to the manual segmentation by an average distance of 3.4 mm ( $\pm 1.5$  mm) and 1.8 mm ( $\pm 0.8$  mm) for those two sequences respectively.

### 5.3.3 Variability of the 3D DSC Results

When developing segmentation algorithms for clinical imaging data, an accepted gold standard is the corresponding manual segmentation, but the latter introduces inter-user variability. In our case, a comparison of the variance of the results of the proposed segmentation algorithm with the variance of the manual segmentation results for two users showed that for the 3D MEDIC and Spin Echo sequences, the variability introduced by the automatic segmentation was lower than the inter-user variability for both users.

Table 5.5 : Mean 3D DSC with standard deviation comparing automatic segmentation against manual segmentation performed by users 1 and 2 and comparing manual segmentation of user 1 against manual segmentation of user 2. The number of disks is specified by n.

|                         | <b>3D MEDIC</b>  | <b>Spin Echo</b> | <b>3D FISP</b>   | <b>n</b> |
|-------------------------|------------------|------------------|------------------|----------|
| <b>Compared volumes</b> | 3D DSC (std dev) | 3D DSC (std dev) | 3D DSC (std dev) |          |
| User 1 vs automatic     | 0.77 (0.05)      | 0.70 (0.05)      | 0.59 (0.07)      | 3        |
| User 2 vs automatic     | 0.72 (0.05)      | 0.76 (0.04)      | 0.60 (0.10)      | 3        |
| User 1 vs User 2        | 0.81 (0.07)      | 0.78 (0.05)      | 0.72 (0.07)      | 3        |

Indeed, Table 5.5 shows that the standard deviations for the inter-user results were 0.07 and 0.05 for the 3D MEDIC and Spin Echo respectively. These values were higher than

the variability obtained with the proposed automatic segmentation process. For the 3D FISP, the automatic segmentation led to a variability of 0.10 when compared to user 2. This variability was higher than the inter-user variability of 0.07. Also for the 3D FISP, when comparing user 1 against automatic segmentation, the variability was the same as the inter-user variability.

### **5.3.4 Robustness**

The ANOVA analysis and Pareto chart of effects (Fig. 5.7) revealed that the type of MRI sequence was by far ( $p = 0.000285$ ) the factor that most affects the prediction equation. The user also affected the values of the DSC, but to a lower degree ( $p = 0.0418$ ) than the MRI acquisition sequence. The inter-patient MRI intensity variability (block), the severity of the scoliosis (Cobb angle) and the position of the studied intervertebral disk relative to the apex of the spinal deformity did not influence the response of the system as reported by the 3D DSC measurement. Results also show that interactions between the different factors did not affect the response of the system.

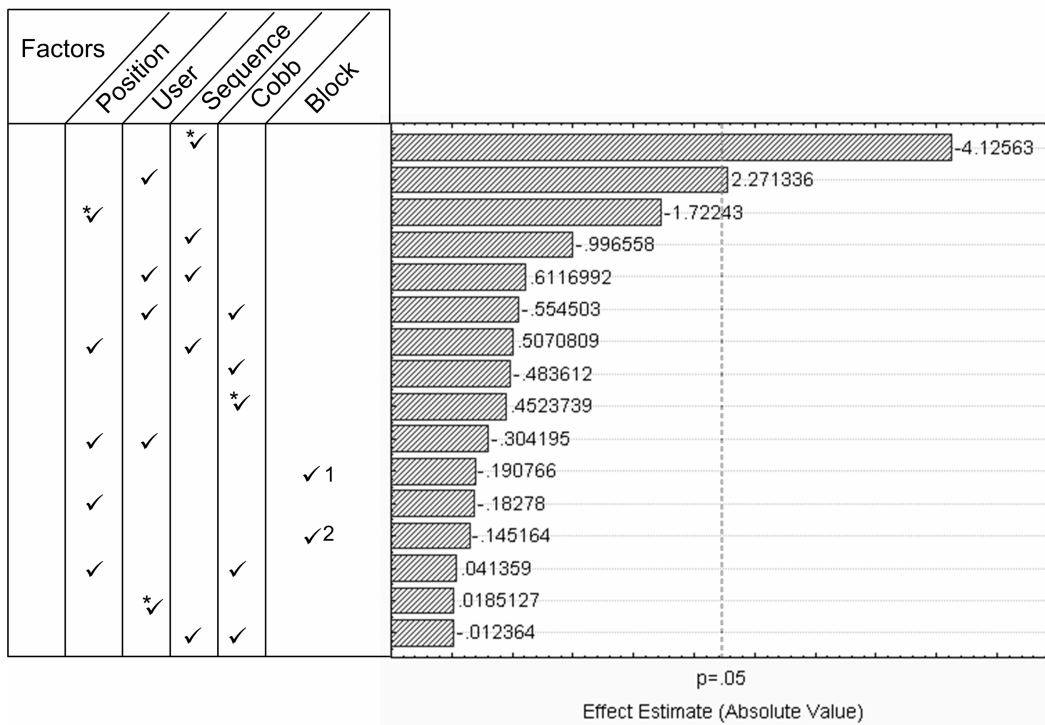


Figure 5.7 : Pareto Chart of the estimated effects of the 4 controllable factors and 1 uncontrollable factor (Block) on the DSC values. The four controllable factors are the position of the disk relative to the apex of the curvature, the user performing the manual segmentation, the MRI acquisition sequence and the Cobb angle. The uncontrollable factor is the block corresponding to the inter-patient variability. Block 1, Block 2 and Block 3 illustrate the three groups used to create the block. The asterisk \* represents the quadratic term and if not specified, the linear term is considered in the equation for the statistical model used to estimate the effect. If more than one factor is specified, this means that the interaction of the 2 specified factors is studied.

## 5.4 Discussion and Conclusion

From the comparison of the automatic segmentation with manual segmentation, we can conclude that the proposed algorithm yielded spatial volumes that were similar to the gold standard, since the average 3D DSC values of 0.79 for the 3D MEDIC and 0.75 for

the Spin Echo (see Table 5.1) were higher than the 0.7 threshold for good segmentation performance. Aside from the Dice Similarity Coefficient (DSC) used to test the validation criteria, the calculation of volume was also part of the evaluation. The similarity coefficient has the advantage of taking into account the spatial dependency, which is not the case when reporting volumes only. Conversely, although geometrically intuitive, the DSC lacks information about the type of segmentation error, namely whether over- or under-segmentation occurs. By taking into account both metrics, the current study provided a comprehensive quantitative evaluation of the automatic segmentation applied to a clinical dataset composed of nine scoliotic patients.

Results revealed that the reconstructed 3D volumes of intervertebral disks were systematically underestimated (mean discrepancy of 22.5%) compared to volumes obtained with manual segmentation performed on 3D MEDIC and Spin Echo MR images. For the 3D FISP, there was no trend in over- or under-segmentation but there was a mean discrepancy of 30% between the automatic volumes and the manual volumes. In effect, there was less consistency from slice to slice for the 3D FISP images because the automatic segmentation algorithm had trouble with the blurred boundaries of intervertebral disks often found in the 3D FISP sequences. The three users who performed the manual segmentation all agreed that the intervertebral disks were harder to delimitate in the 3D FISP sequences because of the blurred contours (due to variation of pixel intensities along the boundaries). Hence, even in the manually identified volumes, there was less consistency from slice to slice compared to the two other types of MR images.

The volume underestimation resulting from the automatic segmentation algorithm applied to 3D MEDIC and Spin Echo images occurred more in the lateral slices than in the mid-sagittal slices. Superimposition of volumes in space and 2D evaluation of the DSC (see Tables 5.2 and 5.3) showed higher 2D DSC results in the mid-sagittal slices than in

the lateral slices for all patients, meaning that the differences between the volumes lied mainly in the lateral regions of the disks. For the 3D FISP (see Table 5.4), there was no specific region of volume under- or over-estimation since the results for the 2D DSC varied as much in the mid-sagittal slices as in the lateral slices.

For surgeons, the underestimation of the volume of anatomical structures was viewed as a margin of safety in a computer assistance system. Indeed, by reasonably underestimating the working volume (e.g. the intervertebral disk), surgeons will have more confidence in the 3D model, since they will know that if their surgical tools are inside the 3D model there is no chance to injure critical anatomical structures (e.g. the spinal cord). In disk resection surgery for example, the intervertebral disk must be partially removed and delicate anatomical structures surrounding the disk like the spinal canal and aorta must not be injured during the procedure. These structures are located to the anterior left side of the disk (for the aorta) and to the posterior side (for the spinal canal). The distance in mm between the manual and the automatic segmentations in the sagittal slices spanning the spinal canal was of 3.4 mm ( $\pm 1.5$  mm) for the Spin Echo and 1.8 mm ( $\pm 0.8$  mm) for the 3D MEDIC. The greater underestimation of the disk for the Spin Echo sequence can be explained by the fact that for half of the patients, the Spin Echo sequence resulted in images with some pixels being brighter in the nucleus compared to the annulus, thus misleading the automatic segmentation process which detected the nucleus boundary as the external disk boundary. A modification of the parameters of the Spin Echo sequence would eliminate this discrepancy between the results in mm of the 3D MEDIC and Spin Echo sequences. Hence, for a disk resection application, a mean underestimation distance of 1.8 mm in the mid-sagittal planes compared to manually segmented contours gives an adequate margin of safety.

The variability associated with the use of automatic segmentation was lower than the variability associated with manual segmentation performed by different users. This was

true for both the 3D MEDIC and Spin Echo MR sequences, therefore making the use of the automatic segmentation method clinically feasible. Hence, this study addressed an important issue concerning the use of computer assistance in a clinical environment. Indeed, for an automatic segmentation algorithm to be acceptable, the variability of the 3D model on which the computer assistance system relies should be equal to or lower than the variability of an equivalent 3D model obtained from manual segmentation.

One of the limits of the study was that for the three MRI sequences, the Field Of View (FOV) encompasses only five to seven vertebral levels. It is well known that scoliotic patients often have double (one in the thoracic region and one in the lumbar region of the spine). With such a small FOV it was not possible to image both curvatures at a time. This limitation also entails that in the robustness evaluation, the effect of the position of the disk relative to the spinal region (thoracic or lumbar) has not been considered. Because thoracic disks are smaller than lumbar disks, the behavior of the automatic segmentation algorithm may vary for different vertebral levels. In the current study, the spinal curves included in the MRI were mainly in the lumbar and lower thoracic regions.

However, the robustness study did include an evaluation of the effects of five important factors. Results showed that the proposed automatic segmentation algorithm was robust, in light of the fact that the results for the 3D DSC were not affected by the severity of the spinal deformity, the position of the disk relative to the apex or the inter-patient MR intensity variation. On the other hand, the type of MR acquisition sequence was important and could substantially affect the results of the automatic segmentation. Considering that the mean 3D DSC value was significantly lower for the 3D FISP than for the other two sequences (see Table 5.1), the 3D FISP MR acquisition protocol was not recommended.



The recommended MR acquisition protocols for the proposed intervertebral disk automatic segmentation method were thus the Spin Echo and 3D MEDIC MR sequences. There was no statistical difference between the 3D DSC results of for these two protocols. The choice between 3D MEDIC and Spin Echo will depend on the clinician. The acquisition time of the 3D MEDIC sequence is 2.5 times longer than for Spin Echo. A longer acquisition time means less reproducible results because patients are more prone to move during the acquisition. Depending on the clinician and on the application, one might decide to use Spin Echo even if some interpolation is required between slices in order to reconstruct in 3D, because an acquisition time of only 12 minutes is more feasible and will have more chance of giving non-blurred images for all patients.

To conclude, this study demonstrates that it is possible to automatically segment intervertebral disks in MR images. The proposed automatic segmentation algorithm is able to cope with patients presenting varying degrees of scoliotic spinal deformity. This is an important step toward providing reliable data for a computer navigation system that will help surgeons by giving them intraoperative 3D models to visualize during surgeries such as disk resection.

#### **Acknowledgements:**

This project was funded by the Natural Sciences and Engineering Council of Canada (NSERC) and by the Canada Research Chair Program. This work was also supported in part by grants from the Fonds Québécois de la Recherche sur la Nature et les Technologies (FQRNT).

## **5.5 References**

1. Chevrefils C , Cheriet F, Grimard G, Aubin C-E. Watershed segmentation of intervertebral disk and spinal canal from MRI images. Image Analysis and Recognition. 4th International Conference, ICIAR 2007, 22-24 Aug. 2007. Image Analysis and

Recognition. Proceedings 4th International Conference, ICIAR 2007. (Lecture Notes in Computer Science vol. 4633)2007. p 1017-27.

2. Chevrefils C, Cheriet F, Aubin C, Grimard G. Texture Analysis for Automatic Segmentation of Intervertebral Disks of Scoliotic Spines From MR Images. IEEE Transactions on. Information Technology in Biomedicine 2009;13(4):608-20.

3. Jannin P, Grova C, Maurer C. Model for defining and reporting reference-based validation protocols in medical image processing. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery 2006;1(2):63-73.

4. Crum WR, Camara O, Hill DLG. Generalized overlap measures for evaluation and validation in medical image analysis. IEEE Trans Med Imaging 2006;25(11):1451-61.

5. Shattuck DW, Sandor-Leahy SR, Schaper KA, Rottenberg DA, Leahy RM. Magnetic Resonance Image Tissue Classification Using a Partial Volume Model. Neuroimage 2001;13(5):856-76.

6. Huttenlocher DP, Rucklidge WJ. Multi-resolution technique for comparing images using the Hausdorff distance. Proceedings of the 1993 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, June 15,1993 - June 18,1993. IEEE Computer Vision and Pattern Recognition1993. p 705-6.

7. Auer M, Stollberger R, Regitnig P, Ebner F, Holzapfel GA. 3-D reconstruction of tissue components for atherosclerotic human arteries using ex vivo high-resolution MRI. IEEE Trans Med Imaging 2006;25(3):345-57.

8. Cardinal M-HR , Meunier J, Soulez G, Maurice RL, Therasse E, Cloutier G. Automatic 3D segmentation of intravascular ultrasound images using region and contour information. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI 2005. 8th International Conference. Proceedings, Part I, 26-29 Oct. 2005. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI 2005. 8th International

Conference. Proceedings, Part I (Lecture Notes in Computer Science Vol.3749)2005. p 319-26.

9. Chalana V, Kim Y. Methodology for evaluation of boundary detection algorithms on medical images. *IEEE Trans Med Imaging* 1997;16(5):[d]642-52.

10. Fripp J, Crozier S, Warfield SK, Ourselin S. Automatic segmentation of the bone and extraction of the bone-cartilage interface from magnetic resonance images of the knee. *Phys Med Biol* 2007;52(6):1617-31.

11. Aljabar P, Heckemann RA, Hammers A, Hajnal JV, Rueckert D. Multi-atlas based segmentation of brain images: Atlas selection and its effect on accuracy. *Neuroimage* 2009;46(3):726-38.

12. Valdes-Cristerna R, Medina-Banuelos V, Yanez-Suarez O. Coupling of radial-basis network and active contour model for multispectral brain MRI segmentation. *IEEE Trans Biomed Eng* 2004;51(3):459-70.

13. Modic MT, Weinstein MA, Pavlicek W, Boumphrey F, Starnes D, Duchesneau PM. Magnetic resonance imaging of the cervical spine: technical and clinical observations. *AJR Am J Roentgenol* 1983;141(6):1129-36.

14. Zou KH, Warfield SK, Bharatha A, Tempany CM, Kaus MR, Haker SJ, Wells WM 3rd, Jolesz FA, Kikinis R. Statistical validation of image segmentation quality based on a spatial overlap index. *Acad Radiol* 2004;11(2):178-89.

15. Lin D-T, Lei C-C, Hung S-W. Computer-aided kidney segmentation on abdominal CT images. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* 2006;10(1):59-65.

16. Ibrahim M, John N, Kabuka M, Younis A. Hidden Markov models-based 3D MRI brain segmentation. *Image and Vision Computing* 2006;24(10):1065-79.

17. Zijdenbos AP, Dawant BM, Margolin RA, Palmer AC. Morphometric analysis of white matter lesions in MR images: method and validation. *IEEE Trans Med Imaging* 1994;13(4):716-2

## **CHAPITRE 6 PRÉSENTATION DE L'ARTICLE 3 - REGISTRATION OF A PREOPERATIVE MODEL OF THE SPINE USING A SINGLE INTRAOPERATIVE X-RAY**

La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de cet article est évaluée à 85%. Cet article a été soumis pour publication à la revue «Computerized Medical Imaging and Graphics» au mois mars 2010.

Cet article répond à l'objectif spécifique 3 (fig.3.2) qui est de mettre à jour un modèle pré-opératoire 3D IRM à l'aide d'un seul plan radiographique intra-opératoire.

On y présente les résultats d'un recalage 3D/2D effectué à entre un modèle 3D IRM et une seule radiographie intra-opératoire. Le modèle 3D IRM pré-opératoire représente la position du patient en décubitus dorsal alors que la radiographie intra-opératoire représente le patient en décubitus latéral. Grâce à l'utilisation d'un modèle articulé qui lie chacune des vertèbres par un vecteur de rotation et translation, la technique de recalage proposée est en mesure de tenir compte de ce changement de position. L'étude de validation basée sur la position de repères anatomiques précis, donne des résultats prometteurs.

## Registration of a Pre-operative Model of the Spine Using a Single Intraoperative X-Ray

Claudia Chevrefils Eng.<sup>1,2</sup>, Luc Duong PhD.<sup>3</sup>, Stéfan Parent MD.<sup>2</sup>, Farida Chériet PhD.<sup>1,2</sup>, Carl-Éric Aubin, PhD.<sup>1,2</sup>

- (1) Ecole Polytechnique de Montréal, P.O. Box.6079, Succursale Centre-ville, Montréal, (Québec), Canada, H3C 3A7.
- (2) Sainte-Justine Hospital Research Center, 3175 Cote-Sainte-Catherine, Montreal, (Quebec), Canada, H3T 1C5.
- (3) Ecole de Technologie Supérieure, 1100, Notre Dame west, Montreal, (Quebec), Canada H3C 1K3.

E-mail:

[Claudia.chevrefils@polymtl.ca](mailto:Claudia.chevrefils@polymtl.ca),

[duong@etsmtl.ca](mailto:duong@etsmtl.ca),

[Farida.cheriet@polymtl.ca](mailto:Farida.cheriet@polymtl.ca),

[parent97@sympatico.ca](mailto:parent97@sympatico.ca),

[Carl-eric.aubin@polymtl.ca](mailto:Carl-eric.aubin@polymtl.ca)

Corresponding author :Claudia Chevrefils

Telephone : +1 (514) 345-4931 ext : 3277

## ABSTRACT

In this paper we present an original 3D/2D registration technique of MRI pre-operative model of the spine to single intraoperative X-ray. The purpose of this registration is to prepare the 3D model of the spine for navigation during a Minimally Invasive Surgery of intervertebral disk resection. However, the pre-operative MRI of the spine are acquire with the patient in *décubitus* position while the intraoperative X-ray is acquire with the patient in *décubitus lateral* position. With the use of an articulated model to constrain the optimization technique, the proposed 3D/2D registration is able to cope with the change of position and the out of plane dislocations problem encountered when using single X-ray for registration. The first validation phase is done using simulated intraoperative X-ray with different noise levels added to the anatomical landmarks position. The mTRE 2D (mean Target Registration Error in the postero anterior plane) and mTRE 3D (mean Target Registration Error in 3D using the Euclidian distance metric) are presented for each noise level. The second validation phase presents results (mTRE 2D and mTRE 3D) obtained on real clinical conditions for three scoliotic patients. Results are promising and as a next step, the use of a statistical model to fully take advantage of the articulated model, should improve precision of the original 3D/2D registration technique proposed in this paper.

**Keywords:** 3D/2D registration, Minimally Invasive Surgery, Image Guided Surgery, X-ray, MRI

## 6.1 Introduction

Minimally invasive surgery (MIS) of the spine provides a promising alternative to conventional open surgery. MIS of the spine is performed using 2D video images coming from the miniaturized camera inserted in the patient. Surgeons also generally ask for X-rays to confirm the disk level to work on. MIS of the spine offers several benefits for the

patients: less morbidity, reduction of postoperative pain, faster recovery, and fewer medications [1]. On the other hand, since MIS is generally performed under image-based guidance using both an endoscopic camera and X-ray imaging, it holds several drawbacks for the spine surgeons: poor quality of the intraoperative images due to bleeding or fog on the lens, small field of view, difficulty to perceive depth from 2D images during the operation, and more importantly, surgeon's disorientation when the camera and the surgical tools move simultaneously. To alleviate these problems, a fully integrated augmented reality surgical environment would allow spine surgeons to enhance their perception of the operating field by providing them with additional information such as distance between the surgical tool and critical anatomical structures and the remaining disk tissue during a partial resection. Disk resection is sometimes prescribed to gain spine flexibility, allow deformity reduction and improve surgical correction after instrumentation. The use of pre-operative 3D model of the spine obtained from magnetic resonance imaging (MRI) would complement the content of X-ray images acquired prior to standard MIS disk resection procedure. However, MR images of the spine are acquired with the patient lying supine while the intraoperative X-ray images of the spine are acquired with the patient lying on the side. Hence, patient positioning varies between MR pre-operative image acquisition and X-ray intraoperative image acquisition. It has been shown that the 3D shape of the scoliotic spine varies significantly between standing and prone [2], [3], [4] or in *décubitus lateral* [5] positions. Benfanti et al. [6] have demonstrated that anesthesia can also modify the spine configuration. Hence, the spine shape differs significantly between pre-operative and intraoperative image acquisition.

Registration of a pre-operative 3D model into intraoperative image would help providing 3D navigation cues to surgeons about relative vertebral displacement due different patient positioning. Therefore, registration would allow surgeons to view the whole spine in the intraoperative position during MIS, including rigid and soft bodies (vertebra and intervertebral disks).

Initially, registration techniques of medical imaging were mainly developed for conventional (open) surgery in neurology and orthopedics. In orthopedic, first applications used external markers for registration [7], [8]. This method consisted of invasively fixing markers on the patient before pre-operative image acquisition. This allowed a trivial registration process since corresponding markers can easily be identified on both the image and the surgical space. This type of registration has been proven to be very precise but is obviously very discomfited for the patient and challenging for the surgeons. To view more than one level of the spine, this technique is not viable because it would need markers for each vertebral level which would interfere with the surgeon's space. More recently, skin markers was used for orthopedic applications with less success [7], [9], [10]. The main drawback of this type of marker is the important skin's motion relative to the bones and other structures. The use of skin markers for spine surgery is not a viable solution because of the skin movement caused by different spine posture and more importantly because in MIS sterile sheets cover all the back of the patient. The anatomy based registration method is used for some orthopedic applications [11], [12], [13], [14], [15], [16], [17], [18], [19], [10], [16]. It consists of locating specific anatomical structures on the pre-operative images and pointing the corresponding structure during the surgery with a tracked pointer. The anatomical structure can be represented by points or surfaces. With conventional posterior instrumentation of the spine, the use of anatomical landmarks for registration is possible because the posterior part of the vertebra are exposed during the surgical procedure and can thus be used for surface or point matching to accurately register the vertebra for the navigation. The situation in minimally invasive endoscopic approaches is completely different. Exposure of the vertebral body is limited to the minimum extent necessary to perform the surgery. Therefore the use of anatomy based registration method using 3D localizer is not possible. An alternative way is to use 3D/2D registration to align a pre-operative model with matching intraoperative images presenting a change in posture. 3D/2D registration used with MRI is a non invasive technique that offers many possibilities for computer



assistance in MIS. Up to now, related work on 3D/2D registration of the spine [20], [21], [22], [23], [24], [25] use more than one intraoperative X-rays and/or use correlated imaging modalities like CT-scan and X-ray.

A prior study has been conducted by our team [26] to demonstrate the feasibility to register a 3D model with a single X-ray. In this work [26], we have underlined the inherent problem of single view registration and proposed the concept of alignment constraints. This Ad Hoc solution was based on an alignment algorithm able to find a set of vertebral translations in the radial direction that minimize the intervertebral dislocations in a post processing step. We have later proposed [27] an articulated shape model of the spine to characterize the geometric variability of the scoliotic spine. With the articulated model, each vertebra is rigidly registered to its upper neighbor. By doing so, the spine is represented by a vector of intervertebral rigid transformations which describes the state of the physical links that are modified by either the evolution of the pathology or the patient's posture. This proposed approach was recently applied to perform a 3D/3D registration of the spine using Markov Random Field to recover a 3D pose from prone position to standing position [28].

The aim of this work is to propose a 3D/2D registration technique using geometry based method and an articulated model to register pre-operative 3D MR model with a single intraoperative X-ray. The proposed algorithm is based on an optimization process to minimize the distance between corresponding landmarks on the 3D pre-operative model and a single 2D intraoperative radiograph, using an articulated model to constrain the solution. This articulated model is aimed at reducing the errors attributed to the well known out of plane registration errors when using only one radiograph [26], [29].

## 6.2 Materials and Methods

### 6.2.1 Image Data Acquisition

Preoperative MR images were acquired at Sainte-Justine Hospital with a 1.5 Tesla Magnetom Avanto system (Siemens, Erlangen, Germany). The radiofrequency (RF) transmitting and receiving units consisted of a body coil. The acquisition protocol was based on a 3D MEDIC (Multi Echo Data Image Combination) sequence used in the sagittal plane with Repetition Time (TR) = 23 milliseconds (ms), Echo Time (TE) = 12 ms, slice thickness of 1 millimeter (mm) and a matrix of 256 X 256 elements leading to a voxel size of 1 mm<sup>3</sup>. With this level of precision in the image acquisition, the manual identification of anatomical landmarks was facilitated as it is shown in Figure 6.1.

The positions of anatomical landmarks of the spine on pre-operative MR images and on the intraoperative X-ray image were used as input for 3D/2D registration. The anatomical landmarks of the vertebral bodies, identified both on the X-ray and MRI, were the center, left, right, anterior and posterior points on the superior and inferior endplate of the vertebra (Fig.6.1). These landmarks were a subset of those used by a previously developed 3D-reconstruction system [30]. They represent points highly visible on x-rays and on MRI so their manual identification can be done easily.

The other input data are the 2D positions of anatomical landmarks identified on the intraoperative calibrated radiograph. Calibration of the X-ray image was performed by computing a projection matrix from a known calibration object as described in Cheriet et al. [31]. The calibration object has to be placed in front of the patient in the region of x-ray beam. The calibration object consisted of a folded sheet of aluminum with 15 embedded steel pellets with known positions (Fig. 6.2).

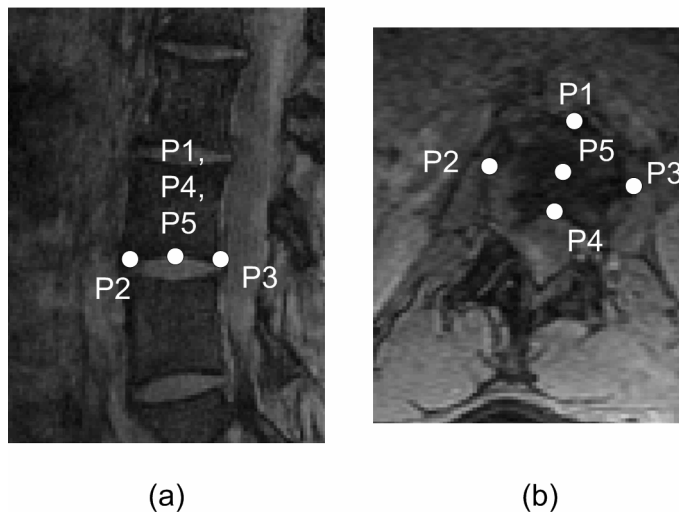


Figure 6.1 : MRI in (a) sagittal and (b) reconstructed axial view with 3 anatomical landmarks identified on different views. P1 is the anterior point on the inferior endplate (PlatInfAnt), P2 is left point on the inferior endplate (PlatInfL), P3 is the right point on the inferior endplate (PlatInfR). P4 is the posterior point on inferior endplate (PlatInfPost) and P5 is the center of the inferior endplate (PlatInf Cent). The same points are identified on the superior endplate for a total of 10 points per vertebra.

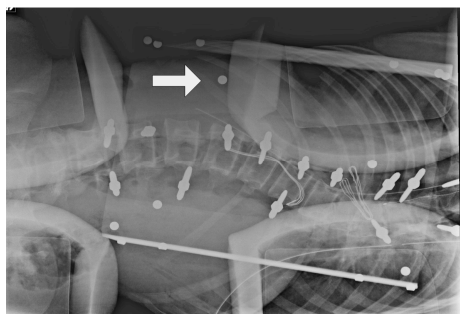


Figure 6.2 : Per-operative radiograph with the calibration object. The steel pellets are the light gray dots like the one next to the white arrow on the lateral side of the patient.

The clinical data consisted of three scoliotic patients showing different types of deformities. We have evaluated the lumbar curve only because the field of view of the MRI of the patient was limited to 25 cm in the cranio-caudal direction, resulting in the visualization of approximately 6 to 7 vertebral levels. The deformity in the lumbar region of each patient, as measured with the Cobb method, was: 44° with the apex at L1 for patient 1, 35° degree with the apex at T11 for patient 2, and 34° with the apex at T12 for patient 3.

### 6.2.2 X-ray Calibration

The goal of the rigid 3D/2D registration was to find a transformation  $T$  that virtually aligns the coordinate system of the 3D pre-operative model  $S_{pre}$  to the intraoperative coordinate system  $S_{intra}$  as shown in figure 6.3. To estimate this transformation by using one 2D radiograph, the intraoperative image has to be calibrated in order to establish the transformations  $M_{cal}$  to link the 3D points to 2D points. The explicit calibration algorithm used is described by Novosad et al. [26] and consisted of computing a projection matrix that expresses the projection of the 3D points into the image coordinate system ( $S_{intra}$ ). This projection matrix can be found with the help of a calibration object placed in the field of the x-ray beam and the minimization of the following objective function:

$$\Phi(\xi) = \sum_{i=1}^n \left\| p_i - \frac{1}{w} M(\xi) P_i \right\|^2 \quad (1)$$

where  $p_i$  and  $P_i$  are the coordinates of the  $i$ th landmark of the calibration object on the image (2D) and the patient coordinates (3D), respectively;  $w$  is a scaling factor and  $M(\xi)$  is a 3 by 4 projection matrix, expressed as a function of the explicit geometric parameters.

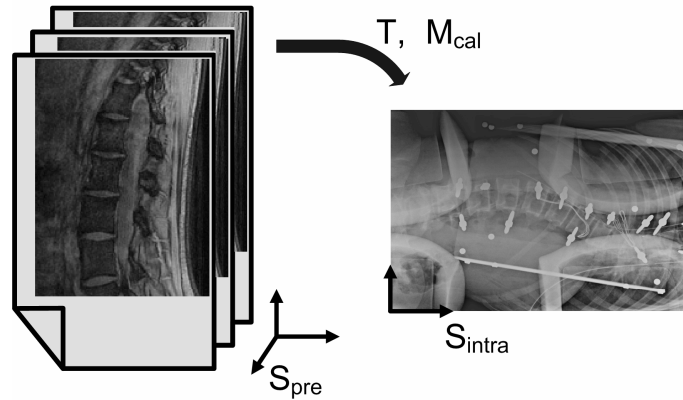


Figure 6.3 : 3D/2D procedure and transformations.  $S_{pre}$  represents the pre-operative coordinate system,  $S_{intra}$  the intraoperative coordinate system.  $M_{cal}$  is the calibration matrix that links the projection of 3D points to 2D plane.  $T$  is the transformation matrix that links the pre-operative MRI with the intraoperative patient positioning.

### 6.2.3 3D/2D Registration Procedure

Rigid transformation described in this paper refers to the combination of a rotation matrix and a translation vector. We formulated the rigid transformation  $T=\{R,t\}$ . The matrix  $R$  describing the overall rotation is the product of  $R_xR_yR_z$  defined by three rotation angles (alpha, beta, gamma) around x, y and z while  $t$  is a vector that describes the translation along x, y and z.

The rigid transformation of each vertebra was completely defined with 6 parameters representing the 6 degrees of freedom. Knowing that each vertebral silhouette is uniquely determined by the pose (position and orientation) in a unique manner, searching the space of possible poses, one can find the pose for which the retroprojection points best fitted the corresponding points on the radiograph. The optimization process finds the best

transformation to apply to the 3D model so that the retroprojection error is minimized. This was done by finding the optimal  $T$  for each vertebra  $j$ . The objective function to minimize was:

$$\Psi(T_j) = \sum_{i,j}^{n,m} \left\| l_{i,j} \frac{1}{w} MT_j L_{i,j} \right\|^2 \quad (2)$$

Where  $l_{i,j}$  represents the 2D coordinates of a specific landmark of the vertebra  $j$  on the radiograph,  $M$  is the projection matrix representing the link between the 3D points and the 2D points during the image acquisition and  $n$  is the number of landmarks per vertebra.  $L_{i,j}$  are the 3D coordinates of the same specific landmark on the MRI of vertebra  $j$  and  $T_j$  is the rigid transformation that the 3D points of the vertebra have to undergo to best represent the position during the 2D image acquisition.

Prior knowledge about the relative shape of the spine would be helpful for guiding the optimization process towards an optimal spine alignment. Hence, the articulated model was introduced to model the relative rigid transformation from one vertebra to the next. The articulated model was used here as an additional constraint to improve out-of-plane dislocation when using single 2D image for registration.

#### 6.2.4 Articulated Model

With the articulated model [27], the spine was represented by a vector of a local intervertebral rigid transformation linking one vertebra to the next. Local coordinate axes were located at the center of the vertebral body and were calculated using specific anatomical landmarks. The lowest vertebra was set as the absolute reference and was calculated using:

$$Aref(x, y, z) = mean(plat\_sup\_cent(x, y, z), plat\_inf\_cent(x, y, z))$$

where  $plat\_sup\_cent$  and  $plat\_inf\_cent$  are the coordinates of anatomical points corresponding to the center of the superior and inferior endplates of the lowest vertebra. The axis of the other higher vertebral level can then be calculated using:

$$AxisCent(x, y, z)_i = mean(plat\_sup\_cent(x, y, z)_i, plat\_inf\_cent(x, y, z)_i) - Aref(x, y, z)$$

$$i = 1, \dots, n$$

where  $n$  is the number of vertebral levels available in the model.

From these local axes, a rigid transformation can be defined from one local coordinate system to the next (Fig.6.4). The rigid transformations were composed of a translation  $t$  of the coordinate center of one vertebra projected onto the local coordinate system of the reference vertebra followed by a rotation  $R$ . Hence the passage from one local coordinate center to the other is a rigid transformation that satisfies the following equation:

$$y = R \cdot x + t$$

where  $x$  is the axis center of the starting point and  $y$  is the axis center of the adjacent vertebra,  $R$  is a rotation matrix and  $t$  a translation vector. Hence the spine can be described as a combination of intervertebral rigid transformations  $T_0, T_1, T_2, \dots, T_n$ . Using an absolute representation and a recursive composition, the vector representing the spine can be expressed as:

$$S_{absolute} = [T_1, T_1 \circ T_2, \dots, T_1 \circ T_2 \circ \dots \circ T_n]$$

where  $\circ$  is the operator of composition.

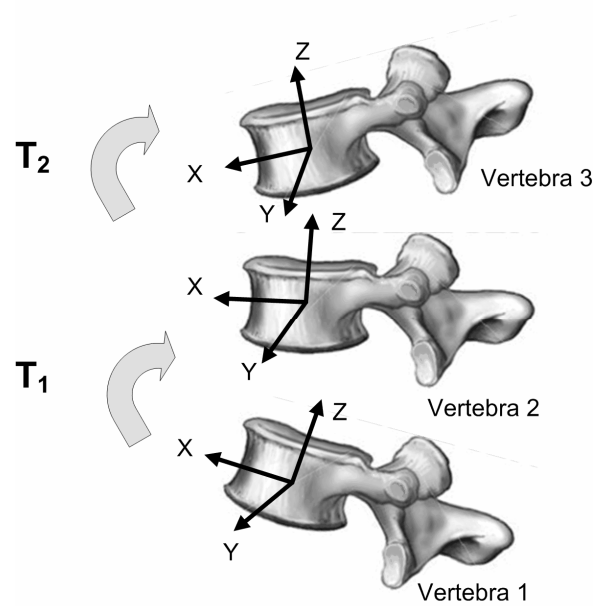


Figure 6.4 : Articulated model showing intervertebral transformations linking one vertebra to the other.

In the current study the articulated model was calculated from MRI images as they represent the only *a priori* information available. With this model it was possible to predict the relative position of each vertebra. By including the prediction of the position of each vertebra, the optimization equation (2) can now be expressed for all the spine levels with

$$\Psi(T) = \sum_{i,j}^{n,m} \left\| l_{i,j} \frac{1}{w} M \hat{T}_j L_{i,j} \right\|^2 \quad (3)$$

where  $l_{i,j}$  represents the  $i$ th landmark of the  $j$ th vertebra on the x-ray and  $L_{i,j}$  represents the position of the  $i$ th landmark of the  $j$ th vertebra on the 3D pre-operative model. The first approximation of the rigid transformation of the  $j$ th vertebra was represented by  $\hat{T}_j$  and it came from the articulated model.



To eliminate the dislocation problem in the lateral view, we proposed to constrain the solution so that the final transformation matrix of the optimization process had to remain in the vicinity of what is proposed by the articulated model. The rotation around the x, y and z axis was not constrained but the translations were constrained using upper and lower bound values in the optimization process. In the out of plane axis, the translation had to stay within  $\pm 5$  mm from what is proposed by the articulated model while for the in plane translation, the solution was allowed to vary within  $\pm 15$  mm from what was proposed by the articulated model. The constraints were manually set and were the same for all the vertebral levels.

### **6.2.5 Validation procedure**

To validate the proposed 3D/2D registration using accuracy metrics such as the mean Target Registration Error (mTRE), real 3D position (ground truth) of the spine of the patient during the surgery has to be known. Intraoperative absolute ground truth [32] was unavailable, as it is the case for many clinical applications. Hence, the validation was done using simulated intraoperative data as a first validation phase and using actual 3D model obtained from 3D reconstruction based on bi-planar radiographs as a second validation phase. For the second validation phase the 3D MRI supine is used as the pre-operative information and the standing postero-anterior (PA) radiograph is used as the intraoperative data. In this case the change in position is from lying supine to standing which is even more challenging for the algorithm compare to lying supine and lying on the side, mainly because of the effect of gravity on the standing radiograph. At Sainte-Justine Hospital, standing bi-planar radiographs are routinely taken for scoliotic patients. Based on previous works [33], it was possible to obtain the 3D model of the patient from dual calibrated radiographs with an error of  $2.3 \text{ mm} \pm 0.1 \text{ mm}$  for the point to point error on the vertebral body (5 points on superior endplate and 5 points on the inferior endplate). Hence, using only the postero-anterior view as input to our registration

algorithm and using as real position (ground truth) the 3D model, it was possible to validate the novel registration technique with real clinical data.

The first validation phase consisted of using the 3D MRI dataset representing the patient in the supine position and simulating intraoperative positioning by applying to the 3D MRI model a synthetic deformation replicating variations in positions observed intraoperatively. With the synthetic 3D model representing intraoperative position, a virtual postero-anterior 2D view was created by projecting the 3D landmarks on a 2D view using the associated calibration matrix. This synthetic 2D projection of the 10 landmarks of each vertebra (simulated X-ray) was used as the 2D input for the registration process. The 3D inputs used were the landmarks from the original MRI before synthetic deformation. We have tested the registration process with five different normally distributed random noise levels, going from a standard deviation of 0.1 mm to 2 mm in the X, Y and Z directions and ran the process with hundred iterations for each noise levels.

The mean 3D target to registration errors (mTRE 3D) representing the 3D Euclidian distance between the corresponding landmarks on the registered 3D MRI model and the target model was calculated for each noise level:

$$mTRE_{3D} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \text{sqr}t\left((px_i - qx_i)^2 + (py_i - qy_i)^2 + (pz_i - qz_i)^2\right) \quad (4)$$

where  $n$  represented the number of landmarks per vertebra,  $p_i$  the position of the landmarks on the target 3D model representing the patient position on the x-ray,  $q_i$  were the 3D position of the landmarks of the registered 3D MRI model. A mean 2D target-to-registration error (mTRE 2D) was also calculated to represent the retroprojection error in the postero-anterior plane:

$$mTRE_{2D} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \text{sqr}t\left((px_i - qx_i)^2 + (py_i - qy_i)^2\right)$$

where  $n$  represented the number of landmarks,  $p_i$  were the landmarks manually identified on the radiograph and  $q_i$  were retroprojections of the landmarks of the registered 3D MRI model.

The second validation phase consisted of taking only real clinical datasets. The 3D inputs were the 10 landmarks of each vertebra manually identified on MRI and the 2D inputs were the 10 landmarks of each vertebra manually identified on the postero-anterior standing radiograph of the same patient. In this validation phase, the target model was the 3D reconstruction obtained from bi-planar radiographs. Manual identifications were performed by a trained expert technician. The mTRE 2D and mTRE 3D were calculated for a total of three patients.

## 6.3 Results

### 6.3.1 Validation using synthetic 2D input

The results obtained with synthetic 2D input extracted from the simulated intraoperative 3D spine model are presented in Table 1. Each row shows the mTRE 2D and mTRE 3D for different noise levels. Results are the mean values of 100 cases for each level of noise. The noise standard deviation are 0.1 mm, 0.5 mm, 1 mm and 2 mm in the X, Y and Z directions and corresponds in terms of 3D Euclidian distance to 0.2 mm, 0.9 mm, 1.7 mm and 3.5 mm. As the noise level increases, the mTRE 3D and mTRE 2D also increase.

Table 6.1 : Measure of mTRE 3D and mTRE 2D comparing the registered model with the target model in 3D and in the retro-projection plane.

| Measure / Noise std dev (mm) | 0           | 0.1         | 0.5         | 1           | 2           |
|------------------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| 2D error (std dev) in mm     | 0.01 (0.01) | 0.79 (0.60) | 1.02 (0.69) | 1.75 (1.09) | 3.13 (1.93) |
| 3D error (std dev) in mm     | 0.71 (0.01) | 2.74 (0.71) | 4.42 (0.83) | 8.10 (1.22) | 13.4 (2.0)  |

### 6.3.2 Validation using clinical 2D input

Figure 6.5 shows typical results of the proposed 3D/2D registration technique with real clinical data. The superposition of the target model with the registered 3D MRI model gives an appreciation of the quality of the registration process in lateral and postero-anterior views. The registered model holds seven vertebral levels due to the limitation in the field of view available for the type setting chosen for the MRI acquisition parameters. The target model was reconstructed using bi-planar calibrated radiographs.



Figure 6.5 : Superposition of the target 3D model (shown in transparency) and registered 3D model with the 7 vertebral levels (shown in solid) obtained with real clinical data. (a) Lateral view and (b) Postero-anterior view.

Table 6.2 represents the mTRE 2D and mTRE 3D for each vertebrae of the three patients. Vertebral level ranged from 1 to 7 to represent the lowest to the highest vertebrae of the segment. The last row represents the mean values of mTRE 2D and

mTRE 3D for each patient. The mean mTRE 3D error for the three patients is 3.8 mm. There is no statistical difference between the results of the three patients.

Table 6.2 : mTRE 2D and mTRE 3D for each vertebral level of three patients.

| Vertebral Level | P1          |         |            |         | P2          |         |       |         | P3          |         |            |         |
|-----------------|-------------|---------|------------|---------|-------------|---------|-------|---------|-------------|---------|------------|---------|
|                 | 2D in (mm)  |         | 3D in (mm) |         | 2D in (mm)  |         | 3D    |         | 2D in (mm)  |         | 3D in (mm) |         |
|                 | error in PA | std dev | error      | std dev | error in PA | std dev | error | std dev | error in PA | std dev | error      | std dev |
| vert 1          | 2.7         | 1.5     | 5.6        | 1.3     | 2.6         | 1.7     | 3.2   | 1.5     | 2.7         | 2.9     | 4.3        | 2.3     |
| vert 2          | 2.6         | 1.7     | 2.9        | 1.0     | 2.5         | 1.8     | 3.6   | 1.3     | 3.0         | 1.8     | 4.1        | 2.0     |
| vert 3          | 3.3         | 1.6     | 3.6        | 1.4     | 2.7         | 2.6     | 3.8   | 1.5     | 3.8         | 2.8     | 3.8        | 2.3     |
| vert 4          | 4.2         | 3.1     | 4.7        | 1.7     | 2.5         | 1.9     | 3.2   | 1.7     | 2.9         | 1.7     | 3.5        | 1.8     |
| vert 5          | 3.3         | 2.7     | 4.9        | 2.5     | 1.9         | 0.8     | 3.5   | 1.3     | 2.3         | 1.5     | 2.9        | 1.2     |
| vert 6          | 2.9         | 2.0     | 4.5        | 1.1     | 1.6         | 1.1     | 2.4   | 1.2     | 2.1         | 1.0     | 3.5        | 1.1     |
| vert 7          | 2.3         | 1.7     | 7.0        | 1.8     | 1.7         | 1.4     | 3.2   | 2.0     | 1.9         | 1.3     | 2.2        | 0.7     |
| <i>mean</i>     | 3.1         | 2.0     | 4.8        | 1.5     | 2.2         | 1.6     | 3.3   | 1.5     | 2.7         | 1.9     | 3.5        | 1.6     |

## 6.4 Discussion and Conclusion

The results presented in this paper demonstrate that registration of a pre-operative MRI 3D model with a single intraoperative X-ray to represent the position of the patient intraoperatively was feasible with the use of constraint in the optimization process. Indeed this work showed that it is possible to eliminate the well known dislocation problem in the out of plane direction [27], [29] when only one radiograph is used in the registration process.

The validation of the proposed 3D/2D registration was done in two phases using synthetic and real clinical data. The creation of the synthetic 3D model was obtained from the 3D MRI model modified with a transformation matrix to represent the patient in an intraoperative position. Using a calibration matrix, it was possible to obtain the retro-projection of the landmarks of the synthetic 3D intraoperative model and use it as the 2D input. Results showed that in perfect conditions (no noise), the mTRE 3D is less than 1 mm (Table 6.1). By adding normally distributed random noise to the position of the landmarks, we tended to approach a real situation. Results show that as the standard

deviation of the noise increases, the mTRE 3D increases also. With a random noise normally distributed and with standard deviation of 0.5 mm in the x, y and z directions (or Euclidian distance of 1.7 mm) the mTRE 3D was 4.42 mm. This corresponds to the closest values compared to the mTRE 3D obtained with a clinical input (mean mTRE 3D of 3.8 mm for the three patients). This is a good indication that working on automatic identification of landmarks or contours of the vertebral body would reduce the errors of the landmark identification and greatly improve the proposed algorithm.

The validation results based on real clinical datasets compared the position of the landmarks of the registered 3D MRI model and the corresponding points on the target 3D model obtained from bi-planar calibrated radiographs. An earlier study [33] showed that the reconstructed 3D model obtained from bi-planar radiograph has an average point to point accuracy of 2.1 mm on the vertebral body. Hence, the mTRE 3D of 3.8 mm includes errors of the 3D reconstructed model used as gold standard.

While giving promising results, our solution has some limitations. The proposed method used manual identification of landmarks on the MRI and the corresponding points on one radiograph. Manual identification of landmarks is a fastidious process and is a technique that is prone to errors. Automatic detection of anatomical points or contour of the vertebral bodies should greatly improve results as it was shown by the results obtained with different noise levels. Also, in the proposed registration algorithm, constraints were the same for all the vertebral levels. Boisvert et al. [27] have developed a multi body statistical model of the spine allowing the evaluation of different parameters like rotation and translation covariance of one vertebral level to the other on specific group. With the availability of a specific clinical dataset involving 3D information of the spine shape of a patient lying supine and the patient in an intraoperative position, it would be possible to take advantage of a multi body statistical spine model and constrained the optimization

process with specific constraint values for each vertebral level as predicted by the statistical model.

In conclusion, the proposed study provides an algorithm able to register a 3D spine segment to a single 2D X-ray involving a change of position between the two image acquisitions. This work was developed to update the 3D MRI model of the spine for computer assistance in MIS, but it is applicable to other cases like computer aided surgery for conventional surgeries. Indeed, Mac-Thiong et al. [34] underlined the fact that during standard posterior scoliosis surgery, surgeons aim to achieve the best possible correction of trunk deformity but the decision is based on a limited view due to the exposition of only a segmental part of the spine and draping sheets. With the proposed 3D/2D registration technique, the surgeon would have the possibility to see in 3D the shape of the spine after any instrumentation steps with only one X-ray.

## 6.5 References

- [1] Rosenthal, D., Endoscopic approaches to the thoracic spine *Eur Spine J*, vol. 9 Suppl 1, pp. S8-16, 2000.
- [2] Delorme, S., Labelle, H., Poitras, B., Rivard, C. H., Coillard, C., and Dansereau, J., Pre-, intra-, and postoperative three-dimensional evaluation of adolescent idiopathic scoliosis *J Spinal Disord*, vol. 13, pp. 93-101, 2000.
- [3] Labelle, H., Dansereau, J., Bellefleur, C., de Guise, J., Rivard, C. H., and Poitras, B., Peroperative three-dimensional correction of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Dubousset procedure *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 20, pp. 1406-9, 1995.
- [4] Duke, K., Aubin, C. E., Dansereau, J., Koller, A., and Labelle, H., Dynamic positioning of scoliotic patients during spine instrumentation surgery *J Spinal Disord Tech*, vol. 22, pp. 190-6, 2009.

- [5] Lalonde, N. M., Villemure, I., Pannetier R., Parent, S., and Aubin, C.-É., Biomechanical Modeling of the Lateral Decubitus Posture During Corrective Scoliosis Surgery *Clinical Biomechanics*, in press, 2010.
- [6] Benfanti, P. L. and Geissele, A. E., The effect of intraoperative hip position on maintenance of lumbar lordosis: a radiographic study of anesthetized patients and unanesthetized volunteers on the Wilson frame *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 22, pp. 2299-303, 1997.
- [7] Renkawitz, T., Wegner, M., Gneiting, S., Haimerl, M., Sendtner, E., Kalteis, T., and Grifka, J., Experimental validation of a pinless femoral reference array for computer-assisted hip arthroplasty *J Orthop Res*, vol. 2009.
- [8] Assaker, R., Reyns, N., Pertruzon, B., and Lejeune, J. P., Image-guided endoscopic spine surgery: Part II: clinical applications *Spine*, vol. 26, pp. 1711-8, 2001.
- [9] Bryant, J. T., Reid, J. G., Smith, B. L., and Stevenson, J. M., Method for determining vertebral body positions in the sagittal plane using skin markers *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 14, pp. 258-65, 1989.
- [10] Garling, E. H., Kaptein, B. L., Mertens, B., Barendregt, W., Veeger, H. E., Nelissen, R. G., and Valstar, E. R., Soft-tissue artefact assessment during step-up using fluoroscopy and skin-mounted markers *J Biomech*, vol. 40 Suppl 1, pp. S18-24, 2007.
- [11] Lavallee, S., Sautot, P., Troccaz, J., Cinquin, P., and Merloz, P., Computer-assisted spine surgery: a technique for accurate transpedicular screw fixation using CT data and a 3-D optical localizer *J Image Guid Surg*, vol. 1, pp. 65-73, 1995.
- [12] Simon, D. A., Hebert, M., and Kanade, T., Techniques for fast and accurate intrasurgical registration *J Image Guid Surg*, vol. 1, pp. 17-29, 1995.
- [13] Laine, T., Lund, T., Ylikoski, M., Lohikoski, J., and Schlenzka, D., Accuracy of pedicle screw insertion with and without computer assistance: a randomised controlled clinical study in 100 consecutive patients *Eur Spine J*, vol. 9, pp. 235-40, Jun, 2000.



- [14] Merloz, P., Tonetti, J., Pittet, L., Coulomb, M., Lavallee, S., Troccaz, J., Cinquin, P., and Sautot, P., Computer-assisted spine surgery *Comput Aided Surg*, vol. 3, pp. 297-305, 1998.
- [15] Nolte, L.-P., Zamorano, L., Visarius, H., Berlemann, U., Langlotz, F., Arm, E., and Schwarzenbach, O., Clinical evaluation of a system for precision enhancement in spine surgery *Clinical Biomechanics*, vol. 10, no. 6, pp. 293-303, 1995.
- [16] Glozman, D., Shoham, M., and Fischer, A., A surface-matching technique for robot-assisted registration *Comput Aided Surg*, vol. 6, pp. 259-69, 2001.
- [17] Metz, L. N. and Burch, S., Computer-assisted surgical planning and image-guided surgical navigation in refractory adult scoliosis surgery: case report and review of the literature *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 33, pp. E287-92, Apr 20, 2008.
- [18] Glossop, N. D., Hu, R. W., and Randle, J. A., Computer-aided pedicle screw placement using frameless stereotaxis *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 21, pp. 2026-34, 1996.
- [19] Amiot, L. P., Labelle, H., DeGuise, J. A., Sati, M., Brodeur, P., and Rivard, C. H., Computer-assisted pedicle screw fixation. A feasibility study *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 20, pp. 1208-12, May 15, 1995.
- [20] Tomazevic, D., Likar, B., Slivnik, T., and Pernu, F., 3-D/2-D registration of CT and MR to X-ray images *Image Registration: IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 22, no. 11, pp. 1407-1416, 2003.
- [21] Zheng, G., Effective incorporation of spatial information in a mutual information based 3D-2D registration of a CT volume to X-ray images *Med Image Comput Comput Assist Interv*, vol. 11, pp. 922-9, 2008.
- [22] Maier, B., Zheng, G., Ploss, C., Zhang, X., Welle, K., Nolte, L. P., and Marzi, I., A CT-free, intraoperative planning and navigation system for minimally invasive anterior spinal surgery - an accuracy study *Comput Aided Surg*, vol. 12, pp. 233-41, 2007.

- [23] Hamadeh, A., Lavallee, S., and Cinquin, P., Automated 3-dimensional computed tomographic and fluoroscopic image registration *Comput Aided Surg*, vol. 3, pp. 11-9, 1998.
- [24] Markelj, P., Tomazevic, D., Pernu, F., and Likar, B., Robust gradient-based 3-D/2-D registration of CT and MR to X-ray images *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 27, no. 12, pp. 1704-1714, 2008.
- [25] Cleary, K., Clifford, M., Stoianovici, D., Freedman, M., Mun, S. K., and Watson, V., Technology improvements for image-guided and minimally invasive spine procedures *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 6, no. 4, pp. 249-261, 2002.
- [26] Novosad, J., Cheriet, F., Petit, Y., and Labelle, H., Three-dimensional (3-D) reconstruction of the spine from a single X-ray image and prior vertebra models *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 9, pp. 1628-1639, 2004.
- [27] Boisvert, J., Cheriet, F., Pennec, X., Labelle, H., and Ayache, N., Articulated spine models for 3-D reconstruction from partial radiographic data *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 11, pp. 2565-2574, 2008.
- [28] Kadoury, S., Cheriet, F., and Labelle, H., Self-Calibration of Biplanar Radiographic Images through Geometric Spine Shape Descriptors *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 2009.
- [29] Mahfouz, M. R., Hoff, W. A., Komistek, R. D., and Dennis, D. A., A Robust Method for Registration of Three-Dimensional Knee Implant Models to Two-Dimensional Fluoroscopy Images *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 22, no. 12, pp. 1561-1574, 2003.
- [30] Delorme, S., Petit, Y., De Guise, J. A., Labelle, H., Aubin, C.-E., 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*, vol. 50, no. 8, pp. 989-998, 2003.

- [31] Cheriet, F., Delorme, S., Dansereau, J., Aubin, C. E., de Guise, J. A., and Labelle, H., [Perioperative radiographic reconstruction of the scoliotic vertebral column] *Ann Chir*, vol. 53, pp. 808-15, 1999.
- [32] Jannin, P., Fitzpatrick, J. M., Hawkes, D. J., Pennec, X., Shahidi, R., and Vannier, M. W., Validation of medical image processing in image-guided therapy *IEEE Trans Med Imaging*, vol. 21, pp. 1445-9, 2002.
- [33] Aubin, C.-E., Dansereau, J., Parent, F., Labelle, H., and de Guise, J. A., Morphometric evaluations of personalized 3D reconstructions and geometric models of the human spine *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 35, no. 6, pp. 611-618, 1997.
- [34] Mac-Thiong, J. M., Labelle, H., Vandal, S., and Aubin, C. E., Intraoperative tracking of the trunk during surgical correction of scoliosis: a feasibility study *Comput Aided Surg*, vol. 5, pp. 333-42, 2000.

## CHAPITRE 7 ÉTUDE PRÉLIMINAIRE SUR LE RECALAGE ÉLASTIQUE DES DISQUES INTERVERTÉBRAUX

Ce chapitre traite d'une étude préliminaire portant sur le recalage élastique des disques intervertébraux afin de modéliser la déformation des disques impliquée dans un changement de positionnement du patient. Les informations connues entre les deux positions sont les positions en 3D de 10 points anatomiques par disque intervertébral ; soit 5 points à l'interface disque-vertèbre supérieure et 5 points à l'interface disque-vertèbre inférieure.

Afin de répondre à nos objectifs d'application clinique, nous proposons une technique de krigeage dual (Trochu, 1993) qui est en fait une généralisation de la technique des SPM combinée à un critère de validation croisée qui permet de déterminer automatiquement le comportement élastique le plus adéquat pour chaque niveau vertébral de différents patients. Ainsi, l'algorithme proposé se distingue des autres techniques de recalage élastiques puisque qu'il est en mesure de s'adapter automatiquement à différents niveaux de déformations associés aux différents niveaux vertébraux et permet de traiter n'importe quel type d'imagerie puisqu'il n'utilise que des points de contrôle associés à des repères anatomiques spécifiques.

### 7.1 Matériel et méthodes

La figure 7.1 montre le contexte de l'utilisation de la technique de recalage élastique des disques intervertébraux. Le modèle pré-opératoire 3D des disques intervertébraux ainsi que 10 repères anatomiques de la surface supérieure et inférieure de chacun des disques intervertébraux sont obtenus à l'aide des images IRM en position décubitus dorsal. Les coordonnées 3D des points de contrôle (interface disque-vertèbre) sont utilisés pour

effectuer le recalage rigide 3D/2D (présenté dans l'article 3) et nous permet d'obtenir le modèle IRM corrigé (fig.7.1) en position intra-opératoire. Ces nouvelles coordonnées 3D des repères anatomiques sont aussi utilisées pour effectuer le recalage élastique des disques afin de les déformer et de les présenter dans leur nouvelle position (décubitus latéral) et ainsi obtenir un modèle complet (disques et vertèbres) tel que présenté dans la figure 7.1.

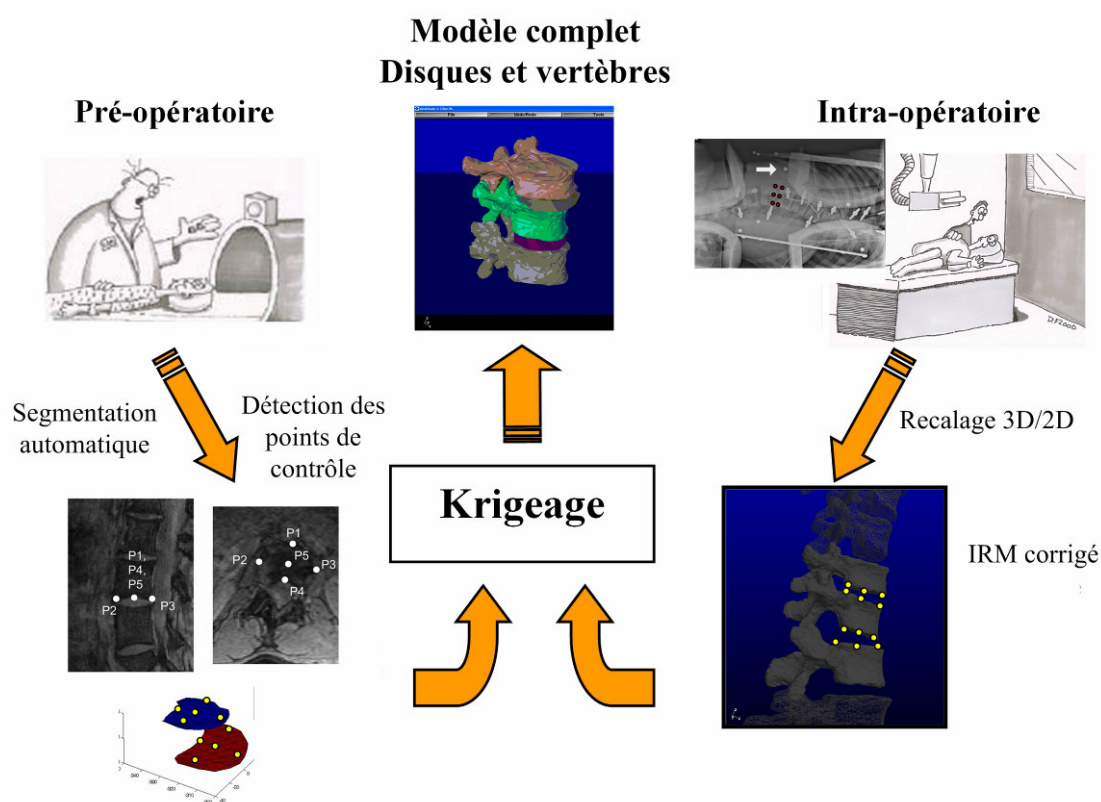


Figure 7.1 : Schéma contextuel de l'application du krigage pour le recalage élastique des disques intervertébraux lors d'un changement de position.

### 7.1.1 Krigeage des disques intervertébraux

Le krigeage estime la valeur à un point, en supposant que la valeur de ce point est spatialement reliée aux points connus (points de contrôle) dans un voisinage. Avec le krigeage qui est une approche probabiliste, la fonction inconnue est décomposée en la somme de deux termes: la dérive qui représente la valeur moyenne du phénomène, et la covariance généralisée (fonction de forme  $K(h)$ ) qui permet de représenter les fluctuations autour de cette moyenne.

$$U(x) = a(x) + W(x) \quad (1)$$

où  $a(x)$  est la dérive associée au comportement moyen et  $W(x)$  est la covariance associée à la fluctuation aléatoire. Par exemple, si le phénomène est constant à une variation aléatoire près, on choisira une dérive constante. On doit donc choisir la dérive et la covariance qui correspond le mieux au phénomène étudié. La fonction krigée permet de calculer la nouvelle position de n'importe quel point de la surface du disque. Dans notre cas, nous cherchons l'équation d'une fonction krigée à partir de points de contrôle sur la surface supérieure et inférieure du disque. Nous cherchons donc l'équation d'une fonction krigée  $u$  tel que :

$$u : \mathfrak{R}^3 \rightarrow \mathfrak{R}^3 \quad (2)$$

Nous obtenons donc le système d'équations suivant auquel on doit associer des conditions de non-biais qui varient en fonction du degré du polynôme utilisé pour la dérive. Dans le cas ci-dessous la dérive est linéaire et la covariance est quelconque mais comme nous le verrons dans la prochaine section, une étape subséquente nous permettra de choisir automatiquement le type de polynôme pour la dérive et la covariance.

$$\begin{aligned}
u^x(x, y, z) &= a_0 + a_1x + a_2y + a_3z + \sum_{i=1}^N b_i^x K(h) \\
u^y(x, y, z) &= a_0 + a_1x + a_2y + a_3z + \sum_{i=1}^N b_i^y K(h) \\
u^z(x, y, z) &= a_0 + a_1x + a_2y + a_3z + \sum_{i=1}^N b_i^z K(h)
\end{aligned}$$

où  $N$  représente le nombre de points de contrôle. Sous forme matricielle on voit apparaître les conditions de non-biais associées au système.

$$\begin{bmatrix}
K|X_1 - X_1| & \dots & K|X_1 - X_N| & | & 1 & x_1 & y_1 & z_1 & \left[ \begin{array}{ccc} b_1^x & b_1^y & b_1^z \\ b_i^x & b_i^y & b_i^z \\ b_N^x & b_N^y & b_N^z \end{array} \right] & \left[ \begin{array}{ccc} u_1^x & u_1^y & u_1^z \\ u_i^x & u_i^y & u_i^z \\ u_N^x & u_N^y & u_N^z \end{array} \right] \\
\dots & \dots & \dots & | & \dots & \dots & \dots & \dots & \\
K|X_1 - X_N| & \dots & K|X_N - X_N| & | & 1 & x_N & y_N & z_N & \\
- & - & - & - & - & - & - & - & \\
1 & \dots & 1 & | & 0 & 0 & 0 & 0 & \left[ \begin{array}{ccc} a_0^x & a_0^y & a_0^z \\ a_1^x & a_1^y & a_1^z \\ a_2^x & a_2^y & a_2^z \\ a_3^x & a_3^y & a_3^z \end{array} \right] & \left[ \begin{array}{ccc} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{array} \right] \\
x_1 & \dots & x_N & | & 0 & 0 & 0 & 0 & \\
y_1 & \dots & y_N & | & 0 & 0 & 0 & 0 & \\
z_1 & \dots & z_N & | & 0 & 0 & 0 & 0 &
\end{bmatrix} =$$

Où  $K$  est une fonction de  $x$ ,  $y$  et  $z$  et la distance entre deux points de contrôle notée par  $|X_1 - X_N|$  est une distance euclidienne 3D.

### 7.1.2 Automatisation des paramètres optimaux

Dans le contexte clinique qui nous intéresse ici pour cette thèse, les degrés de déformations des disques intervertébraux peuvent grandement varier d'un niveau vertébral à l'autre et d'un patient à l'autre. Ainsi, le choix de la dérive et de la covariance doit se faire indépendamment pour chacun des disques.

Sachant que l'équation 1 peut être détaillée sous la forme suivante :

$$U(X) = \sum_{l=1}^m p_l a_l(X) + \sum_{j=1}^n b_j K(h) \quad (2)$$

et que le comportement moyen (premier terme de l'équation) ainsi que les fluctuations locales (deuxième terme de l'équation) peuvent être représentés avec des polynômes de différents degrés, il est donc possible de modéliser différents types de déformation selon le choix des polynômes.

Nous utilisons la technique de la validation croisée afin de déterminer la combinaison de dérive et de covariance qui minimise l'erreur entre la position calculée et estimée des points de contrôle. La technique de validation croisée a d'ailleurs été utilisée par André *et coll.* (André, Trochu, & Dansereau, 1996) afin de déterminer les paramètres de krigeage lors de l'évaluation de la spline passant par le centre de chacune des vertèbres d'une colonne vertébrale. La figure 7.2 montre les différents types de dérives et de covariances étudiées dans ce projet.

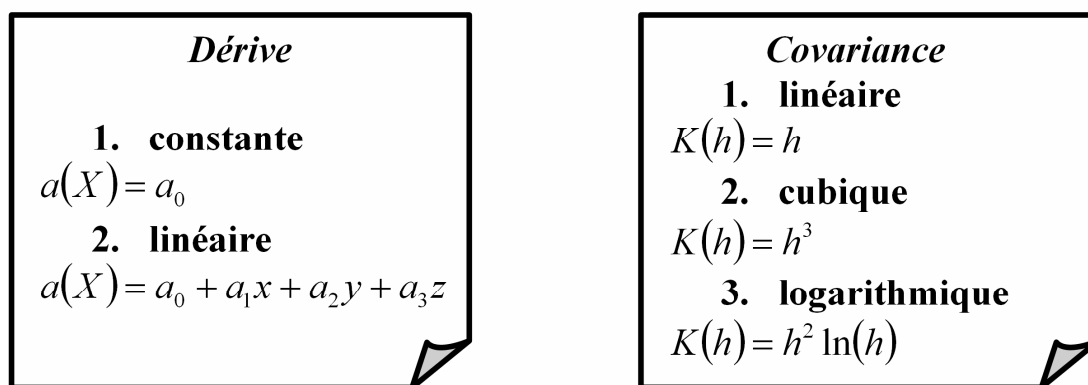


Figure 7.2 : Ensemble des dérives et covariances étudiées. Chacune des dérives ont été utilisées avec chacune des covariances pour un total de 6 combinaisons. Notons que  $h$  représente la distance euclidienne 3D entre 2 points.

La figure 7.3 montre en détail le schéma d'implémentation du critère de validation croisée. Les constantes des polynômes sont déterminées à l'aide de (N-1) points de contrôle. Une fois les constantes trouvées, il est possible d'interpoler la valeur du point de contrôle non utilisé et d'obtenir une valeur estimée pour le point  $k$ . Le calcul de l'erreur



entre la valeur estimée et la valeur réelle peut être calculée et conservée dans un vecteur. Ces étapes sont répétées à tour de rôle pour chacun des points de contrôle. Le calcul de l'erreur moyenne peut ensuite être fait. Cet algorithme est appliqué pour différentes dérivées et covariances et la combinaison démontrant l'erreur moyenne la plus faible est élue et représente la combinaison optimale pour modéliser la déformation du disque intervertébrale.

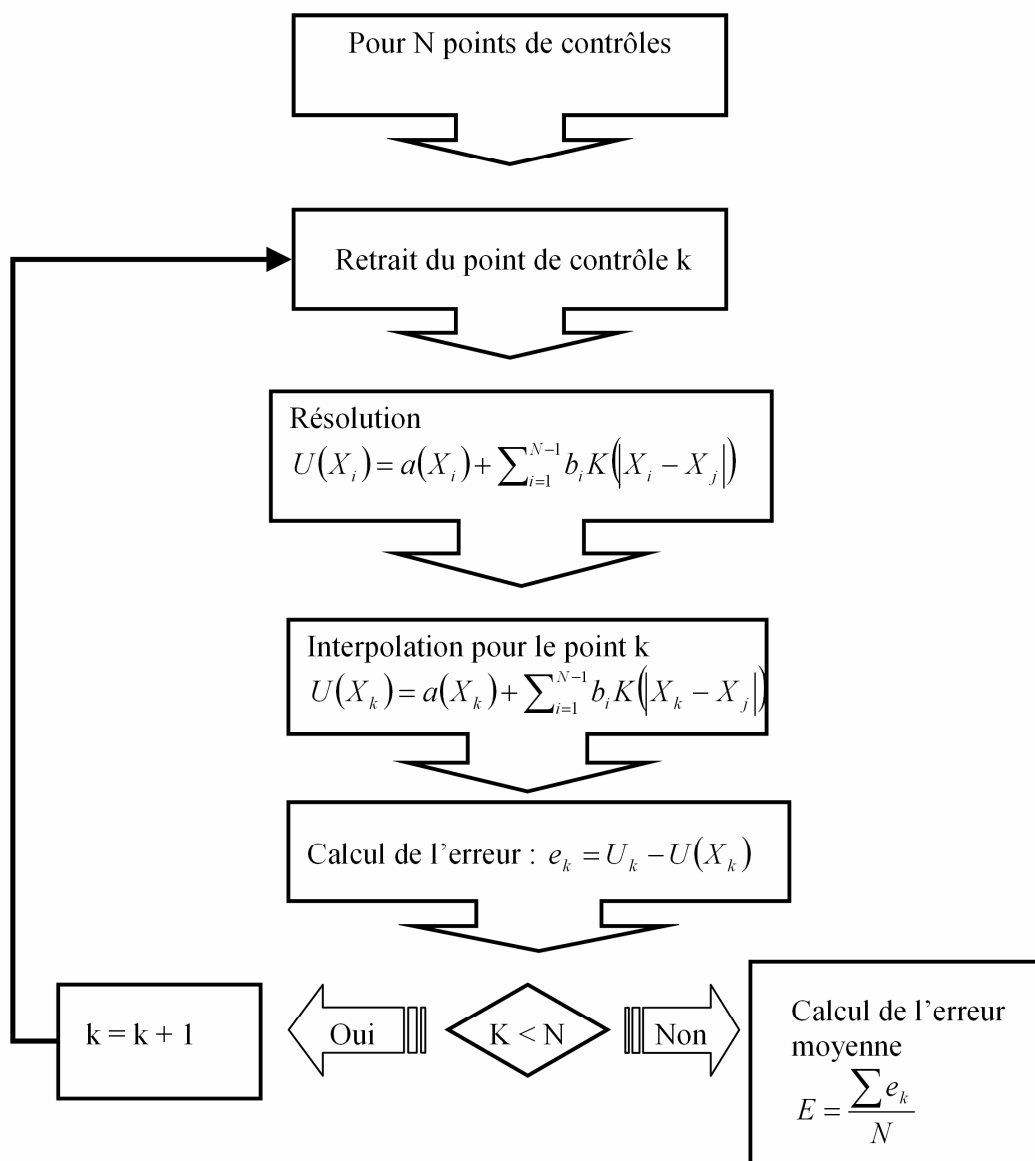


Figure 7.3 : Schéma d'implémentation du critère de validation croisée.

### 7.1.3 Évaluation de l'effet du nombre de points de contrôle

Étant donné que le krigeage tente d'estimer les déformations à partir d'observations (points de contrôle), il est important d'évaluer l'effet du nombre de points de contrôle sur les résultats. Une plage entre 8 et 30 points de contrôle par disque situés à l'interface disque/vertèbre supérieure et disque/vertèbre inférieure a été évaluée. Chacune des six configurations de dérive et de covariance (fig.7.2) a été utilisée. La figure 7.4 présente des exemples de la position des points à l'interface disque/vertèbre inférieure pour des cas de 8, 10 et 12 points de contrôle par disque.

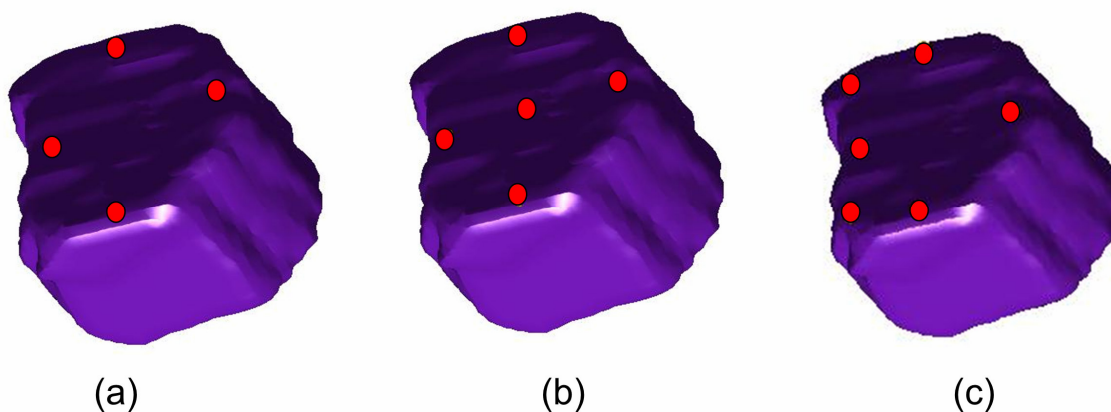


Figure 7.4 : Position des points de contrôle à l'interface disque/vertèbre inférieure pour un cas de (a) 8 points de contrôle par disques, (b) 10 points de contrôle par disque et (c) 12 points de contrôle par disque.

L'effet du nombre de points de contrôle est évalué pour une déformation simulée donnée. La mesure de précision est la distance Euclidienne 3D entre la position réelle et la position prédite des points de validation. Les points de validation sont différents des points de contrôle et sont positionnés sur la surface supérieure (35 points) et inférieure (35 points) des disques intervertébraux à l'interface disque/vertèbre. Étant donné que la validation est faite à l'aide d'une simulation, la position réelle des 70 points de validation est connue.

### 7.1.4 Évaluation de l'effet de différentes dérives et covariances

Afin d'évaluer l'effet de la combinaison de différentes dérives et covariances sur la mesure de distance Euclidienne 3D moyenne mesurée sur l'ensemble de points de validations, six configurations différentes ont été utilisées sur trois disques présentant différents niveaux de déformation. Les mêmes 70 points de validation que la section précédente ont été utilisés. Le nombre de points de contrôle utilisé pour cette évaluation est de 10 par disque intervertébral.

## 7.2 Résultats

### 7.2.1 Effet du nombre de points de contrôle

La table 7.1 montre le code de couleur utilisé pour chacune des configurations. La figure 7.5 présente l'ensemble des résultats obtenus pour l'évaluation de l'effet des différents points de contrôle. Pour les configurations 1, 2 et 3, c'est à partir de 10 points de contrôle que l'erreur moyenne reste stable. Pour la configuration 5 l'erreur moyenne se stabilise autour de 12 points de contrôle alors que pour la configuration 6, c'est autour de 15 points de contrôle que l'erreur se stabilise. Pour la configuration 4, il ne semble pas y avoir de stabilisation de l'erreur.

Table 7.1 Ensemble des configurations étudiées.

| Config | Comportement moyen | Fluctuation   |
|--------|--------------------|---------------|
| 1      | Linéaire           | Logarithmique |
| 2      | Linéaire           | Cubique       |
| 3      | Linéaire           | Linéaire      |
| 4      | Constant           | Linéaire      |
| 5      | Constant           | Cubique       |
| 6      | Constant           | Logarithmique |

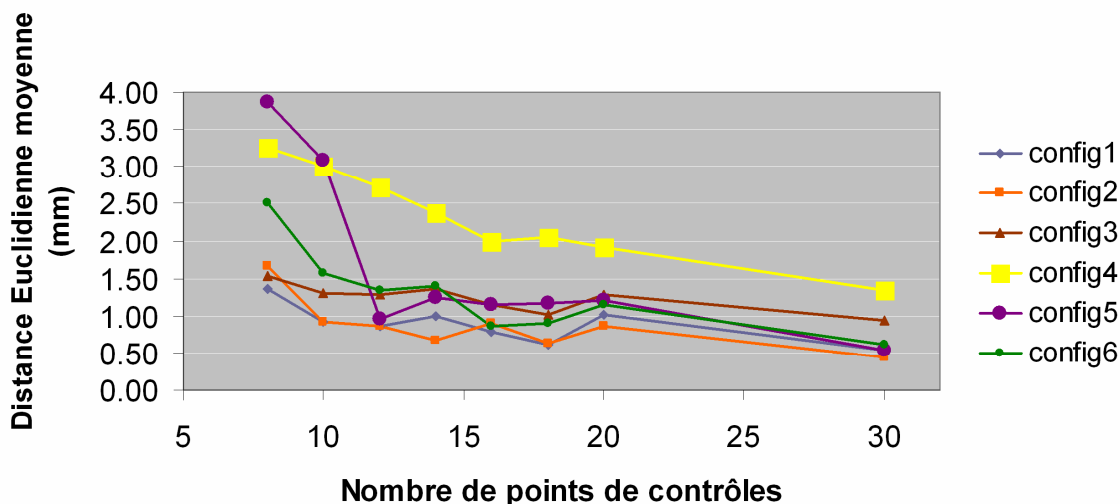


Figure 7.5 : Effet du nombre de points de contrôle sur la mesure de précision.

### 7.2.2 Évaluation de l'erreur avec choix des paramètres optimaux à l'aide de 10 points de contrôle

La stratégie utilisée pour la détermination du comportement élastique le plus approprié pour chaque niveau vertébral est le calcul de la distance Euclidienne 3D entre la valeur estimée par le système de krigeage et la valeur connue. La figure 7.6 présente l'erreur euclidienne moyenne obtenue pour différents niveaux de déformation et différentes dérivées et covariances. L'étoile rouge de la figure 7.6 montre la configuration choisie automatiquement par le critère de validation croisée. Cette configuration correspond d'ailleurs au choix de dérivée et covariance procurant la plus faible distance Euclidienne sur l'ensemble des points de validation pour les trois disques intervertébraux.

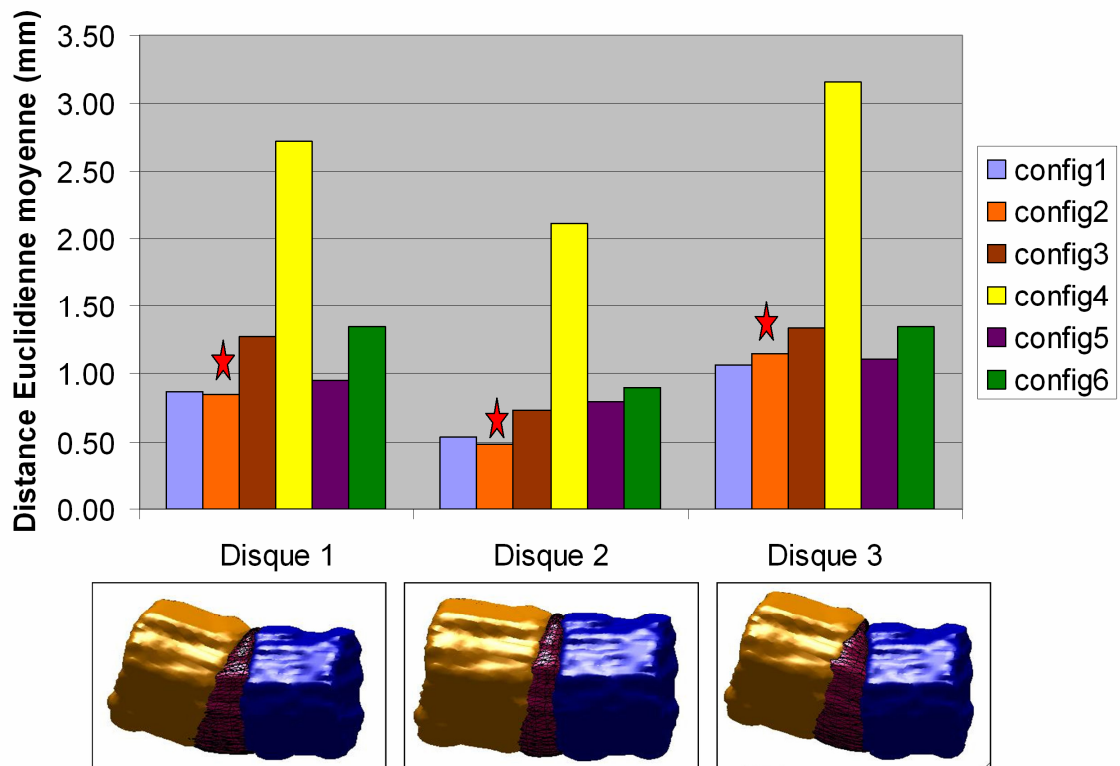


Figure 7.6 : Effet de différentes configurations de dérive et de covariance sur la mesure de précision évaluées sur trois types de déformations.

Pour les disques 1 et 2, les configurations 1, 2, 5 procurent une erreur moyenne sous millimétrique alors que pour le disque 3 ces configurations donnent des erreurs moyenne de 1 mm. La configuration 4 procure une erreur supérieure à 2 mm pour le disque 2 et supérieure à 2.5 mm pour les disques 1 et 3. La configuration optimale pour les trois disques est la configuration 2.

Les configurations optimales sont celles qui donnent l'erreur moyenne la plus faible peu importe le nombre de points de contrôle utilisés. L'étude montre que dans un cas de configuration optimale (configurations 1,2,3) les 10 points de contrôle sont suffisants pour stabiliser l'erreur moyenne. L'étude a aussi montré que pour un cas de modélisation

de la déformation à l'aide de 10 points de contrôle par disque intervertébral, le choix du type de dérive et de covariance a une incidence sur la qualité des résultats et l'erreur peut augmenter d'un facteur de 2 à 3 selon le type de déformation. L'automatisation du choix du type de polynôme utilisé pour la dérive et la covariance est donc un aspect important du recalage élastique proposé dans cette étude.

## CHAPITRE 8 DISCUSSION GÉNÉRALE

Les résultats de ce projet ont permis premièrement de conclure que la segmentation automatique des disques intervertébraux sur les IRM est possible. Une étude (**Annexe 1**) sur une technique de segmentation basée sur les filtres morphologiques et le watershed a permis de statuer que la technique proposée est capable de détecter automatiquement les disques intervertébraux sur des images de résonance magnétique provenant de patients scoliotiques avec différents degrés de déformation. Cette étude a aussi démontré qu'il y a une sur-segmentation (détection de régions qui ne représentent pas des zones de disques intervertébraux) même si les filtres morphologiques utilisés ciblent les disques. Une autre étude (**article 1**) a pour sa part démontrée que grâce à une classification effectuée par apprentissage supervisé à l'aide de caractéristiques de texture statistiques et spectrales des zones fermées, il est possible de classer correctement (disque ou non disque) 88% des zones fermées créées par la segmentation automatique. Les résultats de la classification ont été évalués à l'aide des mesures d'exactitude, de spécificité, de précision et de sensibilité. Ces indices de performance ont donné respectivement, en moyenne pour 3 différents types d'acquisitions IRM 0.85 ( $\pm 0.02$ ), 0.83 ( $\pm 0.06$ ), 0.84 ( $\pm 0.04$ ), 0.87 ( $\pm 0.09$ ).

Les limites de la segmentation automatique proposée dans la thèse sont principalement associées à l'aspect irrégulier de la surface des disques intervertébraux suite à la reconstruction 3D ainsi qu'au problème de non-détection de certains disques par l'algorithme sur plusieurs tranches consécutives. Dans ces cas, le disque n'est tout simplement pas reconstruit ce qui se traduit par l'absence de certains niveaux intervertébraux dans la reconstruction finale.

Dans un deuxième temps, une autre étude a permis d'investiguer si la technique de segmentation élaborée précédemment procurerait une précision et une robustesse suffisante pour les cas cliniques de patients scoliotiques présentant différents niveaux de déformation. L'étude est effectuée en comparant les résultats de la segmentation automatique avec les résultats d'une segmentation manuelle effectuée par 3 experts. Grâce aux résultats obtenus pour cette étude (**article 2**), il est possible de conclure que la technique de segmentation automatique est robuste et que peu importe la position du disque étudié par rapport à l'apex de la courbure, le degré de sévérité de la courbure et/ou le patient (i.e. variabilité inter-patient des IRM) les résultats de la segmentation automatique ne varient pas. Le seul paramètre qui influence les résultats est le type de séquence IRM. Ainsi, avec les 2 types d'acquisitions IRM ne présentant pas de différence significative sur les résultats, une valeur de 3D DSC de 0.77 est atteinte. L'étude a aussi démontré que la variabilité de la mesure DSC associée à l'utilisation de la segmentation automatique est inférieure à la variabilité associée à la segmentation manuelle faite par différents utilisateurs. Aussi, la distance entre les limites de la segmentation manuelle et la segmentation automatique sur le plan sagittal pour les images montrant le canal rachidien est de  $1.8 \pm 0.8$  mm pour la séquence 3D MEDIC.

Une des limites de la technique de segmentation automatique est la sous-estimation des volumes des disques comparativement à la segmentation manuelle faite par 3 différents experts. L'évaluation des résultats a permis de réaliser que la sous-estimation était principalement due au fait que l'algorithme détectait les contours du nucleus au lieu du contour externe de l'annulus.

Ainsi, les recommandations reliés à l'atteinte de l'objectif 1 et 2 serait une analyse de l'effet de la variation de certains paramètres d'acquisition IRM sur les disques, de façon à éliminer complètement le contraste entre l'annulus et le nucleus, permettrait certainement de diminuer la sous-segmentation reconstruite pour certains disques intervertébraux tout en



prenant pleinement avantage de l'IRM qui permet, entre autre, l'ajustement de contraste pour des structures anatomiques spécifiques. Aussi, l'ajout d'un critère de lissage dans la direction sagittale et coronale améliorerait le rendu visuel volumique des disques suite à la reconstruction qui, pour le moment, est tout simplement basée sur l'incorporation ou non d'un voxel entier dans un disque, sans aucun autre raffinement. Finalement, une étude incluant les vertèbres hautes thoraciques devrait être réalisée afin de vérifier la qualité de la segmentation automatique pour ces vertèbres plus petites.

Par la suite, afin de répondre au troisième objectif de la thèse, une troisième étude portant sur le recalage 3D/2D faite à partir d'un modèle 3D IRM d'un patient couché sur le dos et une seule radiographie intra-opératoire d'un patient couché sur le côté a été menée. Grâce aux résultats de cette étude (**article 3**) nous pouvons conclure qu'il est possible de positionner le modèle 3D en position intra-opératoire à l'aide d'une seule vue intra-opératoire. Afin de positionner le modèle 3D nous effectuons une minimisation de la distance entre une rétroprojection de points anatomiques identifiés à la jonction des disques et des corps vertébraux du modèle IRM et les points correspondants sur la radiographie intra-opératoire. L'ajout du modèle articulé dans la phase d'optimisation permet de contraindre la solution et d'éliminer le problème de dislocation intervertébrale dans la direction perpendiculaire au plan radiographique. Les résultats obtenus à l'aide de données intra-opératoires simulées avec l'ajout de bruit sur la position des points anatomiques passent de mTRE 3D égal à  $0.71 \pm 0.01$  mm sans ajout de bruit à  $4.42 \pm 0.83$  mm pour un bruit correspondant à 0.9 mm d'erreur. D'autre part, les résultats du mTRE 3D de trois cas cliniques donnent, en moyenne, une valeur de 3.38 mm sans différence significative entre les patients.

Cette troisième étude a donc permis de démontrer la possibilité d'effectuer un recalage 3D/2D du modèle IRM avec une seule image radiographique intra-opératoire et pouvant

tenir compte du changement relatif d'une vertèbre par rapport à l'autre provoqué par un changement de posture entre l'acquisition pré-opératoire et intra-opératoire.

Une limite de la technique proposée est que la contrainte est imposée avec des valeurs fixes d'écart par rapport au modèle articulé créé à partir du modèle 3D IRM. Ainsi, afin de prendre pleinement avantage du modèle articulé utilisé pour contraindre la solution lors du processus d'optimisation, un modèle statistique caractérisant le changement de posture étudiée pourrait être ajouté à l'algorithme. En générant une banque de données contenant la forme de la colonne dans les deux positions, il nous serait possible de créer un modèle statistique tel que créé par Boisvert, Chériet, Pennec, Labelle & Ayache (2008) et nous permettrait de connaître la variabilité géométrique des différents liens intervertébraux et donc de limiter la recherche de solutions dans des zones plausibles.

Une autre limite à la technique est l'identification manuelle des points sur les IRM et sur la radiographie. En effet, l'identification manuelle des points sur les radiographies intra-opératoires ajoute une source potentielle d'erreur et pourrait constituer une limitation pour l'utilisation de l'algorithme en milieu clinique. Ainsi, une détection de contour automatique telle que proposée par Kamalakannan, Gururajan, Sari-Sarraf, Long, & Antani (2010) pourrait faciliter l'identification automatique des points anatomiques et améliorer la qualité du recalage.

Afin de vérifier le quatrième objectif de la thèse, une étude de faisabilité nous a permis de conclure qu'il est possible d'effectuer un recalage élastique des disques intervertébraux pour tenir compte du déplacement relatif d'une vertèbre par rapport à l'autre lors d'un changement de position (couché sur le dos en pré-opératoire et couché sur le côté en intra-opératoire). Grâce à l'utilisation de krigeage associée à une technique de validation croisée pour déterminer automatiquement les paramètres de l'équation les plus adaptés pour le type de déformation des différents niveaux vertébraux, il est possible de déformer

automatiquement les disques avec les même points de contrôle utilisés à l'étape précédente de recalage rigide des vertèbres.

Les limites les plus importantes de cette étude préliminaire est que les déformations simulées ne sont appuyées sur aucune donnée connue et que la forme réelle du disque suite à la déformation n'est pas validée. Nous recommandons une étude clinique impliquant l'IRM de même patients avec 2 positions en décubitus dorsal (position 1 : sans contrainte, position 2 : imposition d'une flexion latérale à l'aide de coussins) qui permettrait de valider plus précisément en terme volumique la qualité du recalage élastique proposé dans l'étude. Les patients devraient idéalement présenter différents types de courbure avec des degrés de flexibilité différents. Ensuite, afin de valider pour un plus grand nombre de données, des simulations de déformations basées sur une connaissance du type de déformation impliquée entre la position pré-opératoire et intra-opératoire pourrait être faite. Ainsi, la construction de la banque de données recommandée précédemment pourrait aussi être utilisée pour cette étude.

Enfin de façon générale, pour l'ensemble des étapes du projet, la validation à l'aide de cas clinique a été fait avec une cohorte de patients présentant différent degré de déformation mais les chirurgies de discectomie par thoracoscopie se font pour des cas de courbures encore plus sévères. Ceci entraîne donc une limitation dans la généralisation des techniques proposées sur les patients scoliotiques présentant des déformations assez sévères pour subir une intervention chirurgicale afin de corriger les courbures de la colonne vertébrale.

## CHAPITRE 9 CONCLUSION

Notre volonté de créer un système de réalité augmentée utilisant un minimum de radiation au patient provient de limites énoncées par les chirurgiens orthopédistes à propos de l'utilisation de simples images vidéo 2D à champ restreint pour effectuer des gestes en 3D. La possibilité de voir les structures complètes (vertèbres et disques intervertébraux), nécessite l'utilisation d'un type d'imagerie permettant de voir les structures souples. L'utilisation d'appareil d'imagerie interventionnel comme l'IRM à aimant ouvert permettrait d'avoir directement un modèle 3D intra-opératoire et éliminerait le problème de changement de posture entre l'acquisition pré-opératoire et intra-opératoire en plus d'éliminer le problème de recalage d'images. Par contre ce type d'appareil est loin d'être répandu dans les centres hospitaliers à travers le monde. De plus l'IRM interventionnelle entraîne de grandes contraintes d'utilisation dans les salles d'opérations telle l'interdiction de matériau non-ferreux. Une salle dédiée doit généralement être prévue pour ce type d'appareil. Le contexte du travail de recherche présenté dans ce document permet de proposer un système d'assistance chirurgicale pour des chirurgies minimalement invasives sans nécessité d'achat d'IRM interventionnelle et toutes les dépenses qui en découlent. La solution proposée nécessite l'utilisation d'un modèle pré-opératoire et le projet présenté dans cette thèse s'occupe de préparer (segmentation et recalage) le modèle 3D complet (disques et vertèbres) afin qu'il représente la position intra-opératoire de la colonne vertébrale du patient.

Afin de vérifier la première hypothèse de recherche, trois études ont été conduites. Les deux premières études ont permis de développer une technique de segmentation automatique des disques intervertébraux de patients scoliotiques sur des images par résonance magnétique. À ce jour, les techniques développées pour la segmentation automatique de structures anatomiques nécessitent énormément d'interaction de la part de l'utilisateur soit pour identifier grossièrement les zones d'intérêt pour la segmentation ou

pour ajuster des paramètres initiaux variant de patient en patient afin d'obtenir une segmentation adéquate. Avec la technique proposée dans la thèse, il est possible d'effectuer la segmentation des disques sur les images IRM de colonnes de patients scoliotiques sans aucune interaction de la part de l'utilisateur. Aussi, pour satisfaire les exigences cliniques et démontrer que la technologie est cliniquement valide, une étude comparative a permis de statuer que la méthode de segmentation proposée procure des résultats montrant moins de variabilité que les segmentations manuelles effectuées par différents experts. Les résultats de cette étude ont d'ailleurs démontré que la technique de segmentation automatique ne présente pas de différence significative selon la sévérité de la déformation, les niveaux par rapport à l'apex et le patient étudié (variabilité IRM inter-patient). Ces trois études rendent l'utilisation d'une telle technique de segmentation envisageable pour une application clinique telle qu'un système de réalité augmentée.

Une quatrième étude a été menée afin de développer une technique de recalage 3D/2D à l'aide d'un seul plan radiographique. Cette étude nous a permis de vérifier et confirmer la deuxième hypothèse de recherche. La solution proposée pour le recalage amène une originalité intéressante. En effet, jusqu'à maintenant les différentes techniques de recalage 3D/2D provenant de modalités d'imagerie différentes comme l'IRM et le Rx, nécessitaient l'utilisation de plus d'une radiographie. Les résultats présentés dans cette thèse montrent que grâce au modèle articulé de la colonne, il est possible d'effectuer un recalage 3D/2D à l'aide d'une seule radiographie calibrée et d'utiliser les mêmes points de contrôle pour effectuer la déformation des disques intervertébraux afin de représenter le changement de posture entre l'acquisition IRM et la position du patient pendant la chirurgie.

Ces développements, offrant un niveau d'automatisme adéquat cliniquement, pourrait favoriser l'accès à de l'information supplémentaire pendant les chirurgies minimalement invasives et augmenter l'intérêt des chirurgiens face à ce type de chirurgies qui comporte

plusieurs avantages pour le patient. Aussi, grâce à cette segmentation complètement automatique, précise et robuste, il est maintenant possible d'envisager l'utilisation d'un modèle 3D complet (disques et corps vertébraux) pendant une chirurgie minimalement invasive ou conventionnelle. En ce sens, ceci pourrait favoriser également le développement d'outils de planification de chirurgie et d'assistance chirurgicale, en minimalement invasif ou pas. D'un autre côté cet avancement pourrait également permettre le développement de module de visualisation de plusieurs niveaux vertébraux pour les chirurgies conventionnelles et aider à contrer un problème important du manque d'information souligné par Mac-Thiong, Labelle, Vandal, & Aubin (2000). En effet, pendant les chirurgies conventionnelles d'instrumentation de la colonne de patients scoliotiques, les chirurgiens tentent de produire la meilleure correction possible de la déformation mais leur décisions et gestes chirurgicaux sont basés sur une vue limitée de la colonne en raison du champ et des draps stériles qui n'exposent que les vertèbres instrumentées. Même avec un système d'assistance chirurgicale pour des chirurgies ouvertes, l'information de la colonne complète à divers moment de la chirurgie n'est pas disponible. En ce sens, la proposition de la technique de recalage 3D/2D à l'aide d'une seule radiographie pourrait également rendre possible la visualisation de la colonne entière à différents moments de la chirurgie à l'aide d'une seule radiographie ce qui pourrait aider les chirurgiens à prendre des décisions optimales pour obtenir des corrections optimales.

## RÉFÉRENCES

- Algorri, M.-E., & Flores-Mangas, F. (2004). Classification of anatomical structures in mr brain images using fuzzy parameters. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 51 (9), 1599-608.
- Andre, B., Trochu, F., & Dansereau, J. (1996). Approach for the smoothing of three-dimensional reconstructions of the human spine using dual Kriging interpolation. Medical & Biological Engineering & Computing, 34(3), 185-191.
- Assaker, R., Reyns, N., Pertruzon, B., & Lejeune, J.P. (2001). Image-guided endoscopic spine surgery: Part II: clinical applications. Spine, 26(15), 1711-8.
- Behrens, T., Rohr, K., & Stiehl, S. (2003). Robust segmentation of tubular structures in 3-D medical images by parametric object detection and tracking. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B: Cybernetics, 33(4), 554-561.
- Besl, P.J., & McKay, H.D. (1992). A method for registration of 3-D shapes. Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on, 14(2), 239-256.
- Bezdek, J.C., Hall, L.O., & Clarke, L.P. (1993). Review of MR image segmentation techniques using pattern recognition. Med Phys, 20(4), 1033-48.
- Birkfellner, W., Wirth, J., Burgstaller, W., Baumann, B., Staedele, H., Hammer, B., Gellrich, N.C., Jacob, A.L., Regazzoni, P., & Messmer, P. (2003). A faster method for 3D/2D medical image registration - A simulation study. Physics in Medicine and Biology, 48(16), 2665-2679.

- Boisvert, J., Cheriet, F., Pennec, X., Labelle, H., & Ayache, N. (2008). Articulated spine models for 3-D reconstruction from partial radiographic data. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, *55*(11), 2565-2574.
- Bookstein, F.L. (1989). Principal warps: Thin-plate splines and the decomposition of deformations. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, *567-585*.
- Cash, D.M., Miga, M.I., Sinha, T.K., Galloway, R.L., & Chapman, W.C. (2005). Compensating for intraoperative soft-tissue deformations using incomplete surface data and finite elements. IEEE Transactions on Medical Imaging, *24*(11), 1479-1491.
- Cates, J.E., Whitaker, R.T., & Jones, G.M. (2005). Case study: An evaluation of user-assisted hierarchical watershed segmentation. Medical Image Analysis: ITK Open Science - Combining Open Data and Open Source Software: Medical Image Analysis with the Insight Toolkit, *9*(6), 566-578.
- Chen, Y., & Medioni, G. (1995). Description of complex objects from multiple range images using an inflating balloon model. Computer Vision and Image Understanding, *61*(3), 325-334.
- Cheng, J., Foo, S.W., & Krishnan, S.M. (2006). Watershed-presegmented snake for boundary detection and tracking of left ventricle in echocardiographic images. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, *10*(2), 414-416.
- Clarke, L.P., Velthuisen, R.P., Camacho, M.A., Heine, J.J., Vaidyanathan, M., Hall, L.O., Thatcher, R.W., & Silbiger, M.L. (1995). MRI segmentation: Methods and applications. Magnetic Resonance Imaging, *13*(3), 343-368.
- Clarke, L.P., Velthuisen, R.P., Clark, M., Gaviria, J., Hall, L., Goldgof, D., Murtagh,



- R., Phuphanich, S., & Brem, S. (1998). MRI measurement of brain tumor response: comparison of visual metric and automatic segmentation. Magnetic Resonance Imaging, *16*(3), 271-9.
- Clarke, L.P., Velthuizen, R.P., Phuphanich, S., Schellenberg, J.D., Arrington, J.A., & Silbiger, M. (1993). MRI: stability of three supervised segmentation techniques. Magn Reson Imaging, *11*(1), 95-106.
- Cleary, K., Clifford, M., Stoianovici, D., Freedman, M., Mun, S.K., & Watson, V. (2002). Technology improvements for image-guided and minimally invasive spine procedures. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, *6*(4), 249-261.
- Cohen, L.D., & Cohen, I. (1993). Finite-element methods for active contour models and balloons for 2-D and 3-D images. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, *15*(11), 1131-1147.
- Cootes, T.F., & Taylor, C.J. (1999). Mixture model for representing shape variation. Image and Vision Computing, *17*(8), 567-573.
- Cootes, T.F., Taylor, C.J., Cooper, D.H., & Graham, J. (1995). Active shape models - their training and application. Computer Vision and Image Understanding, *61*(1), 38-59.
- De Buck, S., Maes, F., Ector, J., Bogaert, J., Dymarkowski, S., Heidbuchel, H., & Suetens, P. (2005). An augmented reality system for patient-specific guidance of cardiac catheter ablation procedures. IEEE Transactions on Medical Imaging, *24*(11), 1512-24.
- Dokladal, P., Bloch, I., Couprie, M., Ruijters, D., Urtasun, R., & Garnero, L. (2003). Topologically controlled segmentation of 3D magnetic resonance images of the head by using morphological operators. Pattern Recognition, *36*(10),

2463-2478.

- Feldmar, J., Ayache, N., & Betting, F. (1997). 3D-2D projective registration of free-form curves and surfaces. Computer Vision and Image Understanding, 65(3), 403-424.
- Freedman, D., Radke, R.J., Zhang, T., Jeong, Y., Lovelock, D.M., & Chen, G.T.Y. (2005). Model-based segmentation of medical imagery by matching distributions. IEEE Transactions on Medical Imaging, 24(3), 281-292.
- Gefen, S., Tretiak, O., & Nissanov, J. (2003). Elastic 3-D alignment of rat brain histological images. IEEE Trans Med Imaging, 22(11), 1480-9.
- Ghanei, A., Soltanian-Zadeh, H., & Windham, J.P. (1998). Segmentation of the hippocampus from brain MRI using deformable contours. Computerized Medical Imaging and Graphics, 22(3), 203-216.
- Gill, J.D., Ladak, H.M., Steinman, D.A., & Fenster, A. (2000). Accuracy and variability assessment of a semiautomatic technique for segmentation of the carotid arteries from three-dimensional ultrasound images. Medical Physics, 27(6), 1333-42.
- Gonzalez, R.C., Woods, R.E., & Eddins, S.L. (2004). Digital Image Processing Using Matlab. Prentice Hall.
- Grau, V., Alcaniz Raya, M., Monserrat, C., Juan, M.C., & Marti-Bonmati, L. (2004). Hierarchical image segmentation using a correspondence with a tree model. 37(1), 47-59.
- Guetat, G., Maitre, M., Joly, L., Lai, S.-L., Lee, T., & Shinagawa, Y. (2006). Automatic 3-D grayscale volume matching and shape analysis. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 10(2), 362-376.

- Hagberg, G. (1998). From magnetic resonance spectroscopy to classification of tumors. A review of pattern recognition methods. NMR in Biomedicine, 11(4-5), 148-56.
- Haralick, R.M., Shanmugam, K., & Dinstein, I. (1973). Textural Features for Image Classification. IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, SMC-3(6), 610-621.
- Hauser, R., Westermann, B., & Probst, R. (1997). Non-invasive patient registration and reference system for interactive intraoperative localization in intranasal sinus surgery. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 211(4), 327-334.
- Hipwell, J.H., Penney, G.P., McLaughlin, R.A., Rhode, K., Summers, P., Cox, T.C., Byrne, J.V., Noble, J.A., & Hawkes, D.J. (2003). Intensity-based 2-D - 3-D registration of cerebral angiograms. IEEE Transactions on Medical Imaging, 22(11), 1417-26.
- Huesman, R.H., Klein, G.J., Kimdon, J.A., Kuo, C., & Majumdar, S. (2003). Deformable registration of multimodal data including rigid structures. IEEE Transactions on Nuclear Science, 50 III(2), 389-392.
- Jaikumar, S., Kim, D.H., & Kam, A.C. (2002). History of minimally invasive spine surgery. Neurosurgery, 51(5 Suppl), S1-14.
- Jain, A.K., Duin, R.P.W., & Jianchang Mao. (2000). Statistical pattern recognition: a review. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 22(1), 4-37.
- Johnson, H.J., & Christensen, G.E. (2002). Consistent landmark and intensity-based image registration. IEEE Trans Med Imaging, 21(5 ), 450-61.
- Johnson, J.P., Stokes, J.K., Oskouian, R.J., Choi, W.W., & King, W.A. (2005).

- Image-guided thoracoscopic spinal surgery: a merging of 2 technologies. Spine, 30(19), E572-8.
- Kamalakaran, S., Gururajan, A., Sari-Sarraf, H., Long, R., & Antani, S. (2010). Double Edge Detection of Radiographic Lumbar Vertebrae Using Pressurized Open DGVF Snakes. IEEE Trans Biomed Eng.
- Kass, M., Witkin, A., & Terzopoulos, D. SNAKES: ACTIVE CONTOUR MODELS. In Anonymous. \_ London, Engl: IEEE, New York, NY, USA.
- Kaus, M.R., Pekar, V., Lorenz, C., Truyen, R., Lobregt, S., & Weese, J. (2003). Automated 3-D PDM construction from segmented images using deformable models. IEEE Transactions on Medical Imaging, 22(8), 1005-1013.
- Kelemen, A., Szekely, G., & Gerig, G. (1999). Elastic model-based segmentation of 3-D neuroradiological data sets. IEEE Trans Med Imaging, 18(10), 828-39.
- Kim, D.H., Jaikumar, S., & Kam, A.C. (2002). Minimally invasive spine instrumentation. Neurosurgery, 51(5 Suppl), S15-25.
- Kim, J., & Fessler, J.A. (2004). Intensity-Based Image Registration Using Robust Correlation Coefficients. IEEE Transactions on Medical Imaging, 23(11), 1430-1444.
- Kybic, J., & Unser, M. (2003). Fast parametric elastic image registration. IEEE Transactions on Image Processing, 12(11), 1427-1442.
- Ladak, H.M., Milner, J.S., & Steinman, D.A. (2000). Rapid three-dimensional segmentation of the carotid bifurcation from serial MR images. Journal of Biomechanical Engineering, Transactions of the ASME, 122(1), 96-99.
- Lenke, L.G. (2003). Anterior endoscopic discectomy and fusion for adolescent idiopathic scoliosis. Spine, 28(15 Suppl), S36-43.

- Livyatan, H., Yaniv, Z., & Joskowicz, L. (2003). Gradient-based 2-D/3-D rigid registration of fluoroscopic X-ray to CT: Medical Imaging, IEEE Transactions on. Medical Imaging, IEEE Transactions on, 22(11), 1395-1406.
- Lunn, K.E., Paulsen, K.D., Roberts, D.W., Kennedy, F.E., Hartov, A., & Platenik, L.A. (2003). Nonrigid brain registration: Synthesizing full volume deformation fields from model basis solutions constrained by partial volume intraoperative data. Computer Vision and Image Understanding, 89(2-3), 299-317.
- Mac-Thiong, J.M., Labelle, H., Vandal, S., & Aubin, C.E. (2000). Intra-operative tracking of the trunk during surgical correction of scoliosis: a feasibility study. Comput Aided Surg, 5(5), 333-42.
- Mack, M.J., Regan, J.J., Bobechko, W.P., & Acuff, T.E. (1993). Application of thoracoscopy for diseases of the spine. Ann Thorac Surg, 56(3 ), 736-8.
- Maier, B., Zheng, G., Ploss, C., Zhang, X., Welle, K., Nolte, L.P., & Marzi, I. (2007). A CT-free, intra-operative planning and navigation system for minimally invasive anterior spinal surgery - an accuracy study. Comput Aided Surg, 12(4), 233-41.
- Maksimovic, R., Stankovic, S., & Milovanovic, D. (2000). Computed tomography image analyzer: 3D reconstruction and segmentation applying active contour models - 'snakes'. International Journal of Medical Informatics, 58, 29-37.
- Matsui, K., Suganami, Y., & Kosugi, Y. (1999). Feature Selection by Genetic Algorithm for MRI Segmentation. Systems and Computers in Japan, 30(7), 69-77.
- McInerney, T., & Terzopoulos, D. Deformable models in medical image analysis. In

- Anonymous. Proceedings of the Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis. San Francisco, CA, USA: IEEE, Piscataway, NJ, USA.
- McInerney, T., & Terzopoulos, D. (1996b). Deformable models in medical image analysis: a survey. Medical Image Analysis, 1(2), 91-108.
- McLaughlin, R.A., Hipwell, J., Hawkes, D.J., Noble, J.A., Byrne, J.V., & Cox, T.C. (2005). A comparison of a similarity-based and a feature-based 2-D-3-D registration method for neurointerventional use. IEEE Transactions on Medical Imaging, 24(8), 1058-1066.
- Nabavi, A., Black, P.M., Gering, D.T., Westin, C.F., Mehta, V., Pergolizzi, R.S. Jr, Ferrant, M., Warfield, S.K., Hata, N., Schwartz, R.B., Wells, W.M. 3rd, Kikinis, R., & Jolesz, F.A. (2001). Serial intraoperative magnetic resonance imaging of brain shift. Neurosurgery, 48(4), 787-97.
- Newton, P.O., Marks, M., Faro, F., Betz, R., Clements, D., Hafer, T., Lenke, L., Lowe, T., Merola, A., & Wenger, D. (2003). Use of video-assisted thoracoscopic surgery to reduce perioperative morbidity in scoliosis surgery. Spine, 28(20), S249-54.
- Novosad, J., Cheriet, F., Petit, Y., & Labelle, H. (2004). Three-dimensional (3-D) reconstruction of the spine from a single X-ray image and prior vertebra models. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 51(9), 1628-1639.
- Penney, G.P., Barratt, D.C., Chan, C.S.K., Slomczykowski, M., Carter, T.J., Edwards, P.J., & Hawkes, D.J. (2006). Cadaver validation of intensity-based ultrasound to CT registration. Medical Image Analysis, 10(3 SPEC ISS), 385-395.
- Penney, G.P., Batchelor, P.G., Hill, D.L.G., Hawkes, D.J., & Weese, J. (2001).

Validation of a two- to three-dimensional registration algorithm for aligning preoperative CT images and intraoperative fluoroscopy images. Medical Physics, 28(6), 1024-32.

Penney, G.P., Weese, J., Little, J.A., Desmedt, P., Hill, D.L.G., & Hawkes, D.J. (1998). Comparison of similarity measures for use in 2-D-3-D medical image registration. IEEE Transactions on Medical Imaging, 17(4), 586-595.

Periaswamy, S., & Farid, H. (2005). Medical image registration with partial data. Med Image Anal,

Picetti, G.D., & Pang, D. (2004). Thoracoscopic techniques for the treatment of scoliosis. Childs Nerv Syst, 20(11-12), 802-10.

Picetti, G.D. 3rd, Ertl, J.P., & Bueff, H.U. (2001). Endoscopic instrumentation, correction, and fusion of idiopathic scoliosis. Spine J, 1(3), 190-7.

Ray, N., Acton, S.T., Altes, T., De Lange, E.E., & Brookeman, J.R. (2003). Merging parametric active contours within homogeneous image regions for MRI-based lung segmentation. IEEE Transactions on Medical Imaging, 22(2), 189-199.

Roberts, D.W., Hartov, A., Kennedy, F.E., Miga, M.I., & Paulsen, K.D. (1998). Intraoperative brain shift and deformation: a quantitative analysis of cortical displacement in 28 cases. Neurosurgery, 43(4), 749-58; discussion 758-60.

Rohlfing, T., & Maurer Jr., C.R. (2003). Nonrigid image registration in shared-memory multiprocessor environments with application to brains, breasts, and bees. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 7(1), 16-25.

Rohr, K., Fornfett, M., & Stiehl, H.S. (2003). Spline-based elastic image registration: Integration of landmark errors and orientation attributes.

Computer Vision and Image Understanding, 90(2), 153-168.

- Rohr, K., Stiehl, H.S., Sprengel, R., Buzug, T.M., Weese, J., & Kuhn, M.H. (2001). Landmark-based elastic registration using approximating thin-plate splines. IEEE Transactions on Medical Imaging, 20(6), 526-534.
- Solanas, E., Duay, V., Cuisenaire, O., & Thiran, J.-P. Relative anatomical location for statistical non-parametric brain tissue classification in MR images. In Anonymous. Proceedings 2001 International Conference on Image Processing (Cat. No.01CH37205): Vol. vol.2. Thessaloniki, Greece: IEEE.
- Soza, G., Grosso, R., Labsik, U., Nimsy, C., Fahlbusch, R., Greiner, G., & Hastreiter, P. (2003). Fast and adaptive finite element approach for modeling brain shift. Comput Aided Surg, 8(5), 241-6.
- Staib, L.H., & Duncan, J.S. (1992). Boundary finding with parametrically deformable models. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 14(11), 1061-75.
- Stytz, M.R., & Parrott, R.W. (1993). Using kriging for 3D medical imaging. Computerized Medical Imaging and Graphics, 17(6), 421-442.
- Szeliski, R., & Coughlan, J. (1997). Spline-based image registration. International Journal of Computer Vision, 22(3), 199-218.
- Szpala, S., Wierzbicki, M., Guiraudon, G., & Peters, T.M. (2005). Real-time fusion of endoscopic views with dynamic 3-D cardiac images: A phantom study. IEEE Transactions on Medical Imaging, 24(9), 1207-1215.
- Taxt, T., & Lundervold, A. (1994). Multispectral analysis of the brain using magnetic resonance imaging. IEEE Transactions on Medical Imaging, 13(3), 470-81.
- Tek, F.B., Dempster, A.G., & Kale, I. (2004). Noise sensitivity of watershed



- segmentation for different connectivity: experimental study. Electronics Letters, 40(21), 1332-3.
- Thoranaghatte, R., Garcia, J., Caversaccio, M., Widmer, D., Gonzalez Ballester, M.A., Nolte, L.P., & Zheng, G. (2009). Landmark-based augmented reality system for paranasal and transnasal endoscopic surgeries. Int J Med Robot, 5(4), 415-22.
- Thoranaghatte, R.U., Zheng, G., Langlotz, F., & Nolte, L.P. (2005). Endoscope-based hybrid navigation system for minimally invasive ventral spine surgeries. Comput Aided Surg, 10(5-6), 351-6.
- Trochu, F. (1993). Contouring program based on dual kriging interpolation. Engineering with Computers (New York), 9(3), 160-177.
- van de Kraats, E.B., van Walsum, T., Verlaan, J.J., Oner, F.C., Viergever, M.A., & Niessen, W.J. (2004). Noninvasive magnetic resonance to three-dimensional rotational x-ray registration of vertebral bodies for image-guided spine surgery. Spine, 29(3), 293-7.
- van de Kraats, E.B., van Walsum, T., Kendrick, L., Noordhoek, N.J., & Niessen, W.J. (2006). Accuracy evaluation of direct navigation with an isocentric 3D rotational X-ray system. Medical Image Analysis, 10(2), 113-124.
- Van Ginneken, B., Frangi, A.F., Staal, J.J., Ter Haar Romeny, B.M., & Viergever, M.A. (2002). Active shape model segmentation with optimal features. IEEE Transactions on Medical Imaging, 21(8), 924-933.
- Vincent, L., & Soille, P. (1991). Watersheds in digital spaces: An efficient algorithm based on immersion simulations. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 13(6), 583-598.
- Weese, J., Buzug, T.M., Penney, G.P., & Desmedt, P. (1998). 2D/3D registration and

- motion tracking for surgical interventions. Philips Journal of Research, 51(2), 299-316.
- Weese, J., Penney, G.P., Desmedt, P., Buzug, Th.M., Hill, D.L.G., & Hawkes, D.J. (1997). Voxel-based 2-D/3-D registration of fluoroscopy images and CT scans for image-guided surgery. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 1(4), 284-293.
- Wells, W.M.I., Grimson, W.E.L., Kikinis, R., & Jolesz, F.A. (1996). Adaptive segmentation of MRI data. IEEE Transactions on Medical Imaging, 15(4), 429-42.
- Wong, H.K., Hee, H.T., Yu, Z., & Wong, D. (2004). Results of thoracoscopic instrumented fusion versus conventional posterior instrumented fusion in adolescent idiopathic scoliosis undergoing selective thoracic fusion. Spine, 29(18), 2031-8; discussion 2039.
- Yang, J., Staib, L.H., & Duncan, J.S. (2004). Neighbor-constrained segmentation with level set based 3-D deformable models. IEEE Transactions on Medical Imaging, 23(8), 940-948.
- Zhang, Z. (1994). Iterative point matching for registration of free-form curves and surfaces. International Journal of Computer Vision, 13(2), 119-152.

## **ANNEXE 1 – Présentation du résumé 1 - WATERSHED SEGMENTATION OF INTERVERTEBRAL DISKS AND SPINAL CANAL FROM MR IMAGES**

La contribution du premier auteur à la rédaction de ce résumé de conférence est évaluée à 90%. Cet article a été publié par la revue «Lecture Notes in Computer Science» au mois d'août 2007.

**Remarques :** Ce résumé de conférence présente une étude visant à évaluer une technique de segmentation d'images capable de détecter les disques intervertébraux et de créer des contours fermés pour chacun des disques intervertébraux de chacune des images provenant de résonance magnétique. Les résultats démontrent que la technique proposée peut détecter les disques intervertébraux tant chez des sujets sains que des sujets scoliotiques. Par contre dans les deux cas, les images sont sur-segmentées et présentent donc des zones fermées autour d'ensemble de pixels ne représentant pas les structures visées.

## Watershed Segmentation of Intervertebral Disk and Spinal Canal from MRI Images

Claudia Chevrefils Eng.<sup>1,2</sup>, Farida Chériet PhD.<sup>1,2</sup>, Guy Grimard MD.<sup>2</sup>, Carl-Eric Aubin PhD.<sup>1,2</sup>.

- (1) Ecole Polytechnique de Montréal, P.O. Box.6079, Succursale Centre-ville, Montréal, (Québec), Canada, H3C 3A7.
- (2) Sainte-Justine Hospital Research Center, 3175 Cote-Sainte-Catherine, Montreal, (Quebec), Canada, H3T 1C5.

E-mail:

[Claudia.chevrefils@polymtl.ca](mailto:Claudia.chevrefils@polymtl.ca),

[Farida.cheriet@polymtl.ca](mailto:Farida.cheriet@polymtl.ca),

[Guy\\_grimard@ssss.gouv.qc.ca](mailto:Guy_grimard@ssss.gouv.qc.ca),

[Carl-eric.aubin@polymtl.ca](mailto:Carl-eric.aubin@polymtl.ca)

Corresponding author :Claudia Chevrefils

Telephone : +1 (514) 345-4931 ext : 3277

## **ABSTRACT**

A robust method to segment intervertebral disks and spinal canal in magnetic resonance images is required as part of a precise 3D reconstruction for computer assistance during discectomy procedure with minimally invasive surgery approach. In this paper, an unsupervised segmentation technique for intervertebral disks and spinal canal from MRI data is presented. The proposed scheme uses a watershed transform and morphological operations to locate regions containing structures of interest. Results show that the method is robust enough to cope with variability of shapes and topologies characterizing MRI images of scoliotic patients.

## **8.1 Introduction**

Benefits of minimally invasive surgery for disk resection are clear for scoliotic patient[1-3]. Unfortunately, enthusiasm for the adoption of this procedure has been sluggish by 3 main difficulties faced by the surgeons: the lost of depth perception, reduced field of view and the long training curve. An image guided surgery system that would integrate 3D preoperative data with the thoracoscopic video images would help to solve problems encountered by surgeons with minimally invasive surgery. An important part of this system is the precise preoperative 3D model of the patient anatomy. The structures of interest for scoliotic patients are the vertebral bodies, the intervertebral disks and the spinal canal.

MRI is a non invasive imaging modality that allows precise visualization of soft tissues while showing good delimitation of hard structure. Hence, MRI is a relevant choice of modality to obtain 3D reconstruction of the intervertebral disk and the spinal canal.

Magnetic resonance images are challenging because (1) non-uniformities of intensities over the same class of tissues or structures exist between patients, (2) shape and position

of structures vary between patients due to the scoliotic deformity, (3) variation of relative intensity along the spine due to different structures surrounding the spine at different levels (intra-patient variability). Also, as the ultimate goal of the segmentation process is to perform 3D reconstruction of the structures and as the final application will be used in a clinical context, the external constraints are (1) automatic segmentation (no user interaction), (2) segmentation should create closed contour that will be connected between successive sections for 3D reconstruction, otherwise it would necessitate an edge closing step which is often a complex task..

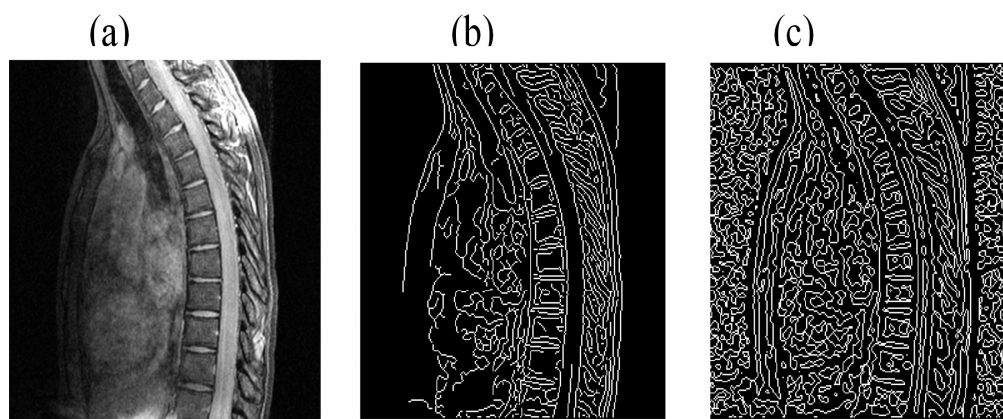


Figure 1 : Results of segmentation obtained for (a) the original image with (b) Canny method, (c) Marr Hildreth method.

For MRI images of the spine where intervertebral disks and spinal canal have to be segmented, methods based on thresholding or top hat methods are not working since structures to segment do not have fixed size, orientation and intensity. Figure 1 shows examples of edge detection by Canny and Marr-Hildreth methods. For the Canny method, contours are not closed and for 3D reconstruction, it would necessitate an edge closing step which is often a complex task. The Marr-Hildreth can produce closed contours but the image is oversegmented as it contains edges of many structures besides the structures of interest.

Other segmentation techniques that are part of the active contour model category like the snakes introduced by Kass et al [4] or level sets, require a lot of fine tuning of parameters in order to obtain the type of segmentation needed. Also, results with this kind of methods are strongly dependant on the initialization phase so user interaction is often needed for this step.

Only few studies relate works on segmentation of MRI spine images [5-9]. None of these techniques are useful for our application because of the spinal deformity and the external constraints namely the unsupervised and closed contours requirements.

Hoad et al [7] and Coulon et al [5] respectively proposed a technique to segment vertebrae and spinal cord on MR images. For both cases, the initialisation phase needed a user interaction to manually locate the center of the spinal cord at every spine level [5] or to manually locate 4 points on each vertebral body [7]. Booth et al [9] developed an algorithm that can automatically detect the center of the spinal canal on the axial images based on a symmetry measure. With this information, they can apply an active contour algorithm to segment the spinal canal. The vertebral bodies are then segmented in the axial direction based on a radial edge detection scheme that produces open contours which is not adequate for the current application. Also, working in the axial direction only is not a good choice for the precise delimitation between the intervertebral disk and the vertebral body: saggital view gives much more information on the delimitation of these structures. On the other hand, Shi and Malik [10] proposed an unsupervised segmentation technique that could have been used for our application if the final application was not for scoliotic spines. Indeed, this technique does not require initialization and it looks for pairwise affinities between all pairs of pixels and admits combinations of different features such as brightness, position, windowed histogram, etc. Carballido-Gamio et al [8] have worked to alleviate the computational demand imposed by the normalized cuts technique but even with this work, the time to compute the segmentation is still too long. Also, this technique needed a selection of sagittal slices where spinal canal can be clearly identified. For scoliotic patients, there is no sagittal

image that shows spinal canal from top down because of the 3D deformation of the spine. Peng et al [6] automatically found the best sagittal slice to locate intervertebral disks but they use a Canny edge operator creating open contours.

Watershed has been used in combination with other techniques in cardiology on ultrasound images [11] and in neurology on MR images [12-14] and their results showed that the technique is able to cope with variation of topologies and shape but it was never used for spinal deformity.

The principle of watershed transform is based on the detection of ridges and valleys. The image is viewed as a topological image where intensity represents the altitude of the pixels. The image is flooded from its minimum and it allows the delimitation between the catchment basins and the ridges (watershed lines). Hence the catchment basins represent region of homogeneous intensity. But, as it is well known, the use of the watershed method on gradient image leads to oversegmentation problems [14-16] and the searched contours are lost in a bunch of irrelevant ones. Oversegmentation can be caused by too many minima due to noise or to other structures that should not appear in the gradient image. To overcome this problem it is possible to either remove irrelevant contour [12] or modify the gradient image [15].

Basic watershed method already uses the intensity information of the image (gradient image). Hence, to introduce shape information in the method and to get rid of the well known oversegmentation problem with the watershed technique, we have used the marker method based on morphological operators. This method allowed incorporation of *a priori* knowledge of the shape of the structure of interest by introducing internal markers (sets of connected pixels of the region of interest) and external markers that correspond to the background. The external markers represent the deepest valley lines surrounding every internal marker. The use of an atlas to automatically determine the markers as proposed by Grau et al [14] was not applicable in the case of intervertebral



disk and vertebral body of scoliotic patient because of complex spinal curves (three dimensional deformation of the spine) specific to every scoliotic patient.

The objective of this paper is to present an unsupervised segmentation technique using watershed on magnetic resonance imaging and evaluating the capacity of the method to deal with different spinal deformities of scoliotic patients.

## **8.2 Proposed Approach**

### **8.2.1 Image Acquisition System and Hardware**

The magnetic resonance images were acquired at Sainte-Justine Hospital with a 1.5T Magnetom Avanto system from Siemens. The radiofrequency (RF) transmitting and receiving units consisted of a body coil. A 3D MEDIC (Multi Echo Data Image Combination) sequence was used in sagittal plane with a RT=23ms, ET=12ms, slice thickness of 1 mm and a matrix of 256 X 256 leading to a voxel size of 1 mm<sup>3</sup>. The images were then transferred on a Pentium 4 3 GHz, 1 GB of RAM.

### **8.2.2 Segmentation Algorithm**

The algorithm presented in this study is able to detect intervertebral disks and spinal canal. The preferred planes for the segmentation are not the same for both structures. The intervertebral disks have a cylindrical shape of approximately 20 mm diameter with a height of 6 mm and can be easily detected in the sagittal or coronal plane. The spinal canal has a long cylindrical shape with a diameter of approximately 10 mm with curvatures in 3D that depends on the severity of the scoliotic deformities so the axial plane is the preferred view to segment this structure.

Figure 2 shows that the algorithm needed a preprocessing step (described in section 4.2.2.1 - Preprocessing) allowing consistent contrast from slice to slice in the acquisition plane. Hence, image reconstruction in the other planes (axial and coronal) did not show any discontinuity.

The proposed method modifies the gradient image by using the internal and external markers to keep only the most significant and relevant contours for the structures of interest. Subsections 4.2.2.2 – Internal Markers and 4.2.2.3 – External Markers give details of how the marker, created with morphological operations, can locate intervertebral disks or spinal canal. Then, the watershed transformation was applied on the modified gradient image to give a segmentation of the disk for images in the sagittal or coronal planes and the spinal canal for the images in the axial plane.

### 8.2.2.1 Preprocessing

As it is shown in figure 2, the first step of the proposed algorithm is a preprocessing procedure. In order to have the same contrast from slice to slice in the sagittal plane, all the images of the volume go through a contrast stretching step which widens the dynamic range of the histogram based on a simple linear mapping.

$$I_{out} = (I_{in} - c) \left( \frac{b - a}{d - c} \right) + a \quad (1)$$

where  $I_{out}$  is the processed image,  $I_{in}$  the original image,  $a$  and  $b$  the minimum and maximum values of a normalized image respectively.  $c$  and  $d$  are chosen so that they represent the 2nd and 98th percentile of the histogram, meaning that 2% of the pixels in the histogram had a values lower than  $c$  and 2% of the histogram had values higher than  $d$ . This prevented outliers affecting the histogram mapping. The axial reconstruction based on this new volume was then obtained without any contrast irregularities. Once the axial reconstruction was completed, no more preprocessing was needed on these images.

For the sagittal view, the spinal canal which appears very bright in the image was removed with a morphological operator called opening by reconstruction. A simple opening noted

$$(I \circ b) = (I \ominus b) \oplus b \quad (2)$$

was obtained by applying erosion  $\ominus$  on an image with a structuring element  $b$  and then applying a dilation  $\oplus$  on the resulting erosion. Opening by reconstruction is an iterative process (see Vincent et al [15] for details) defined as

$$\psi_{openrec}(I) = R_I(I \circ b \mid I) \quad (3)$$

which is representing the opening by reconstruction of  $I$ , using structuring element  $b$ . This morphological operator is often used to filter out all the connected components which can not contain the structuring elements while preserving the others entirely.

### 8.2.2.2 Internal Markers

After this preprocessing step, the structures of interest on the image  $I$  are the bright pixels. An opening by reconstruction was applied with a small structuring element. The structuring element used for the spinal canal was a disk of 8 mm of diameter and a square of 2 mm X 2 mm for the intervertebral disk. The choice of the structuring element was made knowing that the intervertebral disk in the coronal or sagittal plane can have different orientations depending on the severity of the spine deformity. Indeed to be able to keep the same structuring element regardless of the scoliotic severity, the structuring element should be invariant to the rotation and translation of the structure in the sagittal or the coronal plane. This operation resulted in an image where the intervertebral disks and spinal canal had a smooth intensity (figure 3 a, e).

The markers are binary images, hence the intensity image (figure 3 a, e) was converted to a black and white image with thresholding (figure 3 b, f). The thresholding method used

is the Otsu's method which can automatically find the threshold  $k$  that minimizes the within class variance and this turns out to be the same as maximizing the between class variance [17,18].

$$\max\left(\frac{\sigma_B^2}{\sigma_T^2}\right) \quad (4)$$

where  $\sigma_B^2$  is the between class variance and  $\sigma_T^2$  is the total variance that represents the sum of the between-class variances and the within-class variances.

### 8.2.2.3 External Markers

The external markers represent the background and were created with the help of the distance transform of the internal markers. The distance transform of a binary image is the distance from every pixel to the closest non-zero value pixel. The metric used was the Euclidean distance between 2 points  $u=(x_1,y_1)$  and  $v=(x_2,y_2)$

$$d(x, y) = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2} \quad (5)$$

where  $d$  measured a straight line between 2 pixels. An example of a distance transform of an internal marker image is shown on figure 3 c, g. The watershed was applied on the distance transform which produced the external marker.

Combined binary marker  $F^m$  (figure 3 d, h) is then imposed as minima on the gradient image.

$$F^m = F_{int}^m \cup F_{ext}^m \quad (6)$$

This minima imposition eradicated the problem of oversegmentation that occurred with watershed directly applied on gradient image.

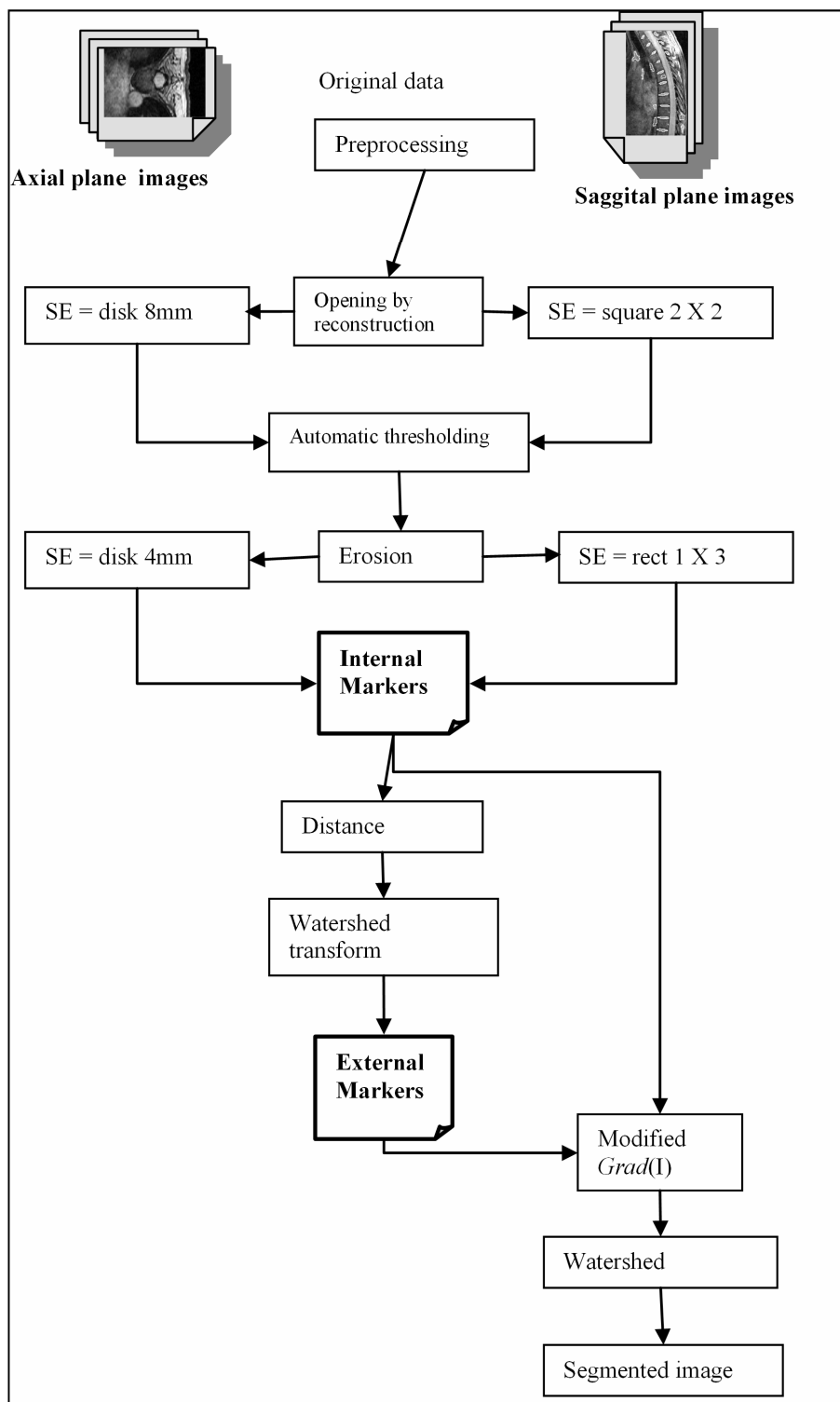


Figure 2: Algorithm for automatic detection of internal and external markers and the final segmentation.

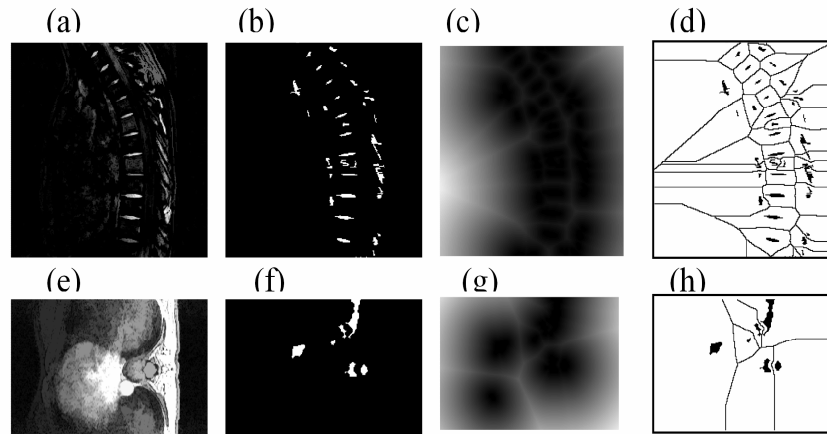


Figure 3 : Creation of internal and external markers. (a) and (e) are the results of the opening by reconstruction with a structural element being a square and disk respectively. (b) and (f) are the results of the automatic threshold to create the internal markers in the sagittal and axial planes. (c) and (g) the distance transform applied on the internal markers to obtain the external markers. (d) and (h) the internal and external markers used to impose minima on the gradient image.

### 8.3 Experimental Results and Discussion

For clinical purposes intervertebral disks and spinal canal have to be segmented on every image contained in the volume of interest. Intervertebral disks can easily be detected on the coronal or sagittal views and the spinal canal on the axial view. The technique presented here is an unsupervised technique and do not need any initialization. All the segmented results were obtained using the algorithm directly on the magnetic resonance images acquired with the specified protocol. Our implementation using Matlab® on a Windows NT based system equipped with a 3 GHz processor took less than 2 seconds per frame. This is fast considering the complexity of the problematic of the current

application and the use of a high level interpreted language like Matlab®.

Figure 4 a,b,c shows results for different types of scoliotic deformity severities and figure 4 d shows result for axial images. Taking the figure 4 results(a, b, c, d) independently, it shows that the proposed scheme does give satisfactory results in terms of its ability to detect intervertebral disk along the spine of one specific patient even with the relative intensity variation due to different structures surrounding the spine at different disk levels. Indeed, for the 4 cases all the disks and the spinal canal were detected and segmented. The comparison of the results of figure 4 (a), (b) and (c), illustrates that the marker-controlled watershed technique is able to deal with non-uniformities of intensities that exist over the same class of tissues or structures between patients because the algorithm is able to detect all the intervertebral disks. These results also illustrate that the proposed method can deal with the change of topology due to the scoliotic deformities of the spine. Figure 4 (d) illustrate the segmentation of the spinal canal on axial image and clearly demonstrate that the proposed technique is versatile and can detect many types of structures of interest. This new technique enables the use of prior information to automatically generate markers for specific structures. With proper internal and external markers used to modify the gradient images, watershed algorithm is able to detect specific structures on axial or sagittal images.

The position of the plane of the image is a factor that does affect the quality of the detection of the intervertebral disk. Indeed, on the extremities of the disk in a sagittal or a coronal plane, it is hard to find the delimitation between the disk and the surrounding tissue (figure 5). This can be bypassed by segmenting intervertebral disks in 2 orthogonal planes simultaneously. Hence regions that can hardly be segmented in one plane (sagittal plane) correspond to regions that can easily be segmented in the other plane (coronal plane).

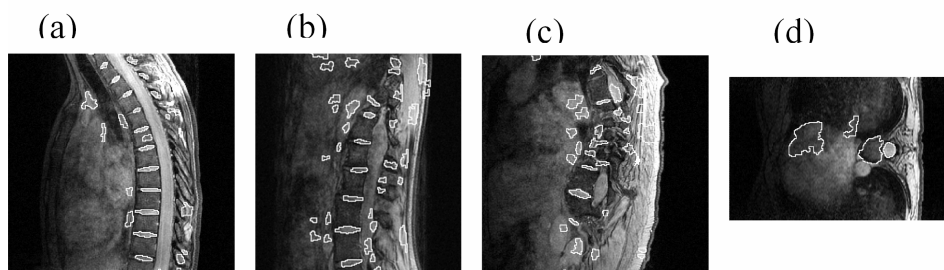


Figure 4 : Results for different severities of spine deformities. Saggital view of (a) normal spine, (b) moderate spine deformation, (c) important spine deformation, and (d) results in axial view for the spinal canal detection.

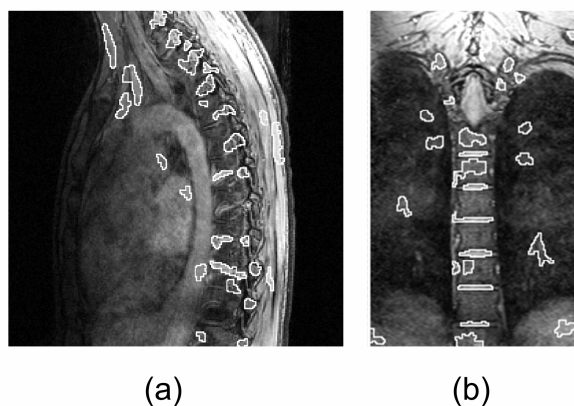


Figure 5 : Poor delimitation at the extremities of the disk in one direction (a) saggital, corresponds to good delimitation of the disk in the other orthogonal directions (b) coronal.

Unfortunately, a persistent problem with our method is the oversegmentation. Our watershed based technique does segment regions that are not intervertebral disk or spinal canal. But since our segmentation technique leads to closed contours, it is easy to send the closed contours into an unsupervised pattern recognition algorithm to determine



whether it is an intervertebral disk or not. Some preliminary work has been done with a non-parametric approach based on texture information and gives promising results.

## **8.4 Conclusion**

As the ultimate goal of the segmentation process for the current application is to reconstruct in 3D the intervertebral disks and the spinal canal of scoliotic patients in a clinical environment, the robustness, the automatic aspect and the precision are the 3 fundamentals requirements of the segmentation process.

We developed a watershed based technique for segmentation of intervertebral disks and spinal canal from magnetic resonance images. A qualitative analysis of the results obtained with this technique compared favourably with other fast and unsupervised techniques such as Canny and Marr Hildreth edge detectors. The advantages of our approach lies in the fact that it is fast, unsupervised, produces closed contours, and is based not only on intensity information but also on prior knowledge of the shape to be detected. We also demonstrated the robustness of this novel method by assessing detection of intervertebral disks and spinal canal on MRI data coming from normal spine and highly deformed spine of scoliotic patients. Complementary works are being carried out to determine quantitatively the precision of this novel segmentation process. Furthermore, an extensive validation of the proposed approach by an expert on different classes of scoliotic deformities will be performed. Finally, further work is undertaken to integrate in the proposed method a learning step from a scoliotic patient's database to define shape descriptors of the anatomical structures of interest from their extracted boundaries.

## **Acknowledgements**

Financial support for this project was provided by the Fonds Quebecois de la Recherches sur la Nature et les Technologies and Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada.

## 8.5 References

- [1] Picetti, G. D. and Pang, D., Thoracoscopic techniques for the treatment of scoliosis *Childs Nerv Syst*, vol. 20, pp. 802-10, Nov, 2004.
- [2] Newton, P. O., Marks, M., Faro, F., Betz, R., Clements, D., Haher, T., Lenke, L., Lowe, T., Merola, A., and Wenger, D., Use of video-assisted thoracoscopic surgery to reduce perioperative morbidity in scoliosis surgery *Spine*, vol. 28, pp. S249-54, 2003.
- [3] Wong, H. K., Hee, H. T., Yu, Z., and Wong, D., Results of thoracoscopic instrumented fusion versus conventional posterior instrumented fusion in adolescent idiopathic scoliosis undergoing selective thoracic fusion *Spine*, vol. 29, pp. 2031-8, 2004.
- [4] Kass, M., Witkin, A., and Terzopoulos, D., "SNAKES: ACTIVE CONTOUR MODELS.," *Proceedings - First International Conference on Computer Vision.*, pp. 259-268, 1987.
- [5] Coulon, O., Hickman, S. J., Parker, G. J., Barker, G. J., Miller, D. H., and Arridge, S. R., Quantification of spinal cord atrophy from magnetic resonance images via a B-spline active surface model *Magn Reson Med*, vol. 47, pp. 1176-85, Jun, 2002.
- [6] Peng, Z., Zhong, J., Wee, W., and Lee, J. H., Automated Vertebra Detection and Segmentation from the Whole Spine MR Images *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 3, pp. 2527-30, 2005.
- [7] Hoad, C. L. and Martel, A. L., Segmentation of MR images for computer-assisted surgery of the lumbar spine *Phys Med Biol*, vol. 47, pp. 3503-17, Oct 7, 2002.

- [8] Carballido-Gamio, J., Belongie, S. J., and Majumdar, S., Normalized Cuts in 3-D for Spinal MRI Segmentation *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 23, no. 1, pp. 36-44, 2004.
- [9] Booth, S. and Clausi, D. A., "Image segmentation using MRI vertebral cross-sections," *Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering*, May 13-16 2001, pp. 1303-1308, 2001.
- [10] Shi, J. and Malik, J., Normalized cuts and image segmentation *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 22, no. 8, pp. 888-905, 2000.
- [11] Cheng, J., Foo, S. W., and Krishnan, S. M., Watershed-presegmented snake for boundary detection and tracking of left ventricle in echocardiographic images *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 10, no. 2, pp. 414-416, 2006.
- [12] Cates, J. E., Whitaker, R. T., and Jones, G. M., Case study: An evaluation of user-assisted hierarchical watershed segmentation *Medical Image Analysis: ITK Open Science - Combining Open Data and Open Source Software: Medical Image Analysis with the Insight Toolkit*, vol. 9, no. 6, pp. 566-578, 2005.
- [13] Dokladal, P., Bloch, I., Couprie, M., Ruijters, D., Urtasun, R., and Garnero, L., Topologically controlled segmentation of 3D magnetic resonance images of the head by using morphological operators *Pattern Recognition*, vol. 36, no. 10, pp. 2463-2478, 2003.
- [14] Grau, V., Mewes, A. U. J., Alcaniz, M., Kikinis, R., and Warfield, S. K., Improved watershed transform for medical image segmentation using prior information *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 23, no. 4, pp. 447-458, 2004.
- [15] Vincent, L. and Soille, P., Watersheds in digital spaces: An efficient algorithm based on immersion simulations *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 13, no. 6, pp. 583-598, 1991.

- [16] Tek, F. B., Dempster, A. G., and Kale, I., Noise sensitivity of watershed segmentation for different connectivity: experimental study *Electronics Letters*, vol. 40, no. 21, pp. 1332-3, Oct 14, 2004.
- [17] Otsu, N., A threshold selection method from gray-level histograms *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, vol. SMC-9, no. 1, pp. 62-6, Jan, 1979.
- [18] Ng, W. S. and Lee, C. K., Comment on using the uniformity measure for performance measure in image segmentation *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 18, no. 9, pp. 933-4, 1996.

## **Annexe 2 – Présentation du résumé 2 - Preliminary Study for Multimodal Image Registration of Intervertebral Disks for Minimally Invasive Surgery Assistance**

La contribution du premier auteur à la rédaction de ce résumé de conférence est évaluée à 90%. Cet article a été présenté au congrès COMPAMED 2007.

**Remarques :** Ce résumé de conférence présente une étude préliminaire visant à évaluer l'effet de différents points de contrôle sur la qualité de la déformation estimée. Par la suite l'étude montre aussi l'effet du choix de différente dérive et covariance sur la déformation estimée. Les résultats démontrent que la technique proposée peut être utilisée avec 10 points de contrôle et qu'avec le choix optimal de dérive et covariance l'erreur moyenne est sous millimétrique.

## Preliminary Study for Multimodal Image Registration of Intervertebral Disks for Minimally Invasive Surgery Assistance

Claudia Chevrefils Eng.<sup>1,2</sup>, Farida Chériet PhD.<sup>1,2</sup>, Guy Grimard MD.<sup>2</sup>, Carl-Eric Aubin PhD.<sup>1,2</sup>.

1. Ecole Polytechnique de Montréal, P.O. Box.6079, Succursale Centre-ville, Montréal, (Québec), Canada, H3C 3A7.
2. Sainte-Justine Hospital Research Center, 3175 Cote-Sainte-Catherine, Montreal, (Quebec), Canada, H3T 1C5.

E-mail:

[Claudia.chevrefils@polymtl.ca](mailto:Claudia.chevrefils@polymtl.ca),

[Farida.cheriet@polymtl.ca](mailto:Farida.cheriet@polymtl.ca),

[Guy\\_grimard@ssss.gouv.qc.ca](mailto:Guy_grimard@ssss.gouv.qc.ca),

[Carl-eric.aubin@polymtl.ca](mailto:Carl-eric.aubin@polymtl.ca)

Corresponding author :Claudia Chevrefils

Telephone : +1 (514) 345-4931 ext : 3277

**PURPOSE/INTRODUCTION:**

The combination of IGS (Image Guidance Surgery) and thoracoscopy is unique, and an initial feasibility study and surgical case were reported by Assaker et al.[1]. Most of the existing registration techniques required for the fusion of the images acquired from different modalities are either based on free form deformations for soft tissue registration or rigid deformations for bone structures registration [2]. It is essential to develop a new augmented reality environment for minimally invasive surgeries that uses non-invasive imaging modalities and accurate registration techniques, and that takes into account large deformations (rigid and non-rigid) of anatomical structures between preoperative and intraoperative image acquisitions.

**METHODS:**

Multimodal image fusion of preoperative MRI images with single intraoperative X-rays [3] and thoracoscopic images will provide complementary information including soft tissues and bones in a single view, thus reducing cognitive effort on the part of the surgeon. With the generalized form of Thin Plate Splines (dual kriginig) [4], the transformations involved during the change in position (supine and décubitus lateral) is decomposed in 2 terms: the mean value of the phenomenon (drift) and the fluctuation around the mean. The choice of those functions is important to properly determine the deformations involved in the structure. Because the deformations are different for the different levels of the spine and among patients, the optimal combination of the drift and the fluctuation function was automatically determined using a cross correlation method. In order to evaluate the effect of the number of control points on the results, a mean Euclidian distance between specific points on the deformed disk obtained with 10 control points and the deformed disk obtained with 20 control points is calculated.

**RESULTS/DISCUSSION:**

The obtained results showed that it is possible to rapidly determine for every intervertebral disk the optimal combination for the drift and the fluctuation terms. The number of control points has an effect on the results: the mean Euclidian distance between results obtained with 10 and 20 control points is of 1.3 mm. Results showed that because of the non uniform deformation across the intervertebral disk, it is important to have enough control points to evenly cover structures.

This preliminary study showed that the generalized Thin Plate Spline method can approximate the deformation involved in the change of position between the per-operative and intraoperative data. This transformation includes a rigid part representing bone deformation and non-rigid part representing soft tissue deformation. The next step is an experimental study that will permit a quantitative evaluation of the precision of the proposed registration technique.

**REFERENCES:**

1. Assaker R, et al. Image-guided endoscopic spine surgery: Part I. A feasibility study. *Spine* 2001;26(15):1705-10.
2. Johnson JP, et al. Image-guided thoracoscopic spinal surgery: a merging of 2 technologies. *Spine* 2005;30(19):E572-8.
3. Novosad J, Cheriet et al. Three-dimensional (3-D) reconstruction of the spine from a single X-ray image and prior vertebra models. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2004;51(9):1628-39.
4. Trochu F. Contouring program based on dual kriging interpolation. *Engineering With Computers* 1993;9(3):160-77.