

Titre: Méthode de mesure automatique intraopératoire des déformations
Title: du rachis scoliotique

Auteur: Marina D'Ercle
Author:

Date: 2013

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: D'Ercle, M. (2013). Méthode de mesure automatique intraopératoire des déformations du rachis scoliotique [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/1289/>

Document en libre accès dans PolyPublie

Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/1289/>
PolyPublie URL:

Directeurs de recherche: Carl-Éric Aubin
Advisors:

Programme: Génie biomédical
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

MÉTHODE DE MESURE AUTOMATIQUE INTRAOPÉRATOIRE DES
DÉFORMATIONS DU RACHIS SCOLIOTIQUE

MARINA D'ERCOLE

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

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

DÉCEMBRE 2013

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

MÉTHODE DE MESURE AUTOMATIQUE INTRAOPÉRATOIRE DES DÉFORMATIONS
DU RACHIS SCOLIOTIQUE

présenté par : D'ERCOLE Marina

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

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

Mme CHERIET Farida, Ph.D., présidente

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

M. DE GUISE Jacques A., Ph.D., membre

DÉDICACE

*« Success is not final, failure is not fatal:
it is the courage to continue that counts. »*

W. Churchill

*« Le succès n'est pas définitif, l'échec n'est pas fatal :
c'est le courage de continuer qui compte. »*

W. Churchill

REMERCIEMENTS

En premier lieu, je tiens à remercier tout particulièrement mon directeur de recherche, le Dr. Carl-Eric Aubin, professeur titulaire au département de génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal et chercheur au CHU Sainte-Justine, pour m'avoir donné la possibilité de travailler sur ce projet de recherche, et pour m'avoir guidée tout au long de mon parcours afin de mener à bien ce projet. Je le remercie également de m'avoir donné l'occasion de participer à des conférences importantes afin d'y présenter mon projet, et de m'avoir aidée à rédiger un article scientifique sur mes travaux.

J'aimerais aussi remercier pour le soutien moral et l'aide technique Édouard Auvinet et Olivier Cartiaux, qui m'ont accompagnée tout au long de ce projet en me permettant d'améliorer ma façon de travailler ainsi que la qualité de mon travail.

Un grand merci aux associés de recherche Christian Bellefleur, Nathalie Bourassa, Philippe Labelle et Julie Joncas pour leur disponibilité et leur aide dans ce projet.

Je tiens également à remercier tous les étudiants du laboratoire pour leur amitié et leur soutien, en particulier Franck Le Naveaux, Laure Boyer, Aurélie Benoit, Juan Henao, Bahe Hachem, Christiane Caouette, Diane Moulin, Frédérique Desrochers-Perrault.

J'aimerais remercier mes amis que j'ai rencontrés ici à Montréal et qui ont rendu cette expérience inoubliable, ainsi que mes amis d'Italie qui sont toujours un point de référence pour moi. Merci à Saro, qui a partagé chaque moment de cette aventure avec moi.

Enfin, un énorme merci à ma famille et à Thomas pour être restés à mes côtés chaque jour et pour m'avoir supportée pendant ces deux ans.

Ce projet a été supporté financièrement par le CRSNG (chaire de recherche industrielle avec Medtronic du Canada). J'aimerais remercier David Simon pour son support et son feedback constructif pour mon projet.

RÉSUMÉ

La scoliose idiopathique de l'adolescence est une pathologie complexe et évolutive entraînant une déformation tridimensionnelle du rachis, de la cage thoracique et du bassin. Cette pathologie affecte 2 à 4% de la population adolescente. Dans le cas de scolioses sévères, un traitement chirurgical est recommandé. L'imagerie radiographique est la technique la plus répandue pour le diagnostic et le suivi des effets de cette pathologie. De plus, des outils de reconstruction 3D du rachis à partir de radiographies du patient sont actuellement disponibles avant la chirurgie pour permettre une caractérisation bi- et tridimensionnelle des déformations scoliotiques ainsi que la planification des manœuvres d'instrumentation. Les modèles 3D préopératoires ne sont pas directement utilisables pendant la chirurgie puisqu'il y existe un changement des courbures scoliotiques dû à la position allongée, à l'exposition chirurgicale et à l'anesthésie.

Plusieurs systèmes de suivi ont été testés pour suivre le changement de forme du rachis et le mouvement des vertèbres en intraopératoire : mécaniques, optoélectroniques, électromagnétiques, ultrasons, radiographiques. Ces systèmes permettent de détecter la position des vertèbres pendant la chirurgie et peuvent être utilisés pour la mise à jour de modèles 3D préopératoires. Pour ce faire, ils requièrent l'installation de marqueurs sur les vertèbres ou l'identification manuelle de points anatomiques pendant la chirurgie, ce qui peut interférer avec la procédure chirurgicale. Ainsi, des systèmes d'imagerie et de navigation intraopératoires sont actuellement disponibles pour visualiser les déformations 3D du rachis et guider les manœuvres d'instrumentation de façon sûre et précise. Cependant, à partir de ces systèmes, il n'est pas encore possible de quantifier en intraopératoire les déformations scoliotiques et la correction résultant des manœuvres d'instrumentation.

Ce projet de maîtrise visait à développer une technique permettant la mesure intraopératoire automatique des déformations scoliotiques afin de fournir au chirurgien des données quantitatives exploitables pour évaluer et améliorer la stratégie chirurgicale. Globalement, le calcul des déformations scoliotiques 3D a été effectué grâce à la mise à jour d'un modèle géométrique préopératoire à partir d'images fluoroscopiques 3D intraopératoires.

De façon plus précise, un modèle géométrique préopératoire a été construit à partir de 28 repères anatomiques vertébraux identifiés manuellement par un opérateur sur des radiographies bi-planaires en position érigée avant la chirurgie. Ces points ont été utilisés pour obtenir un modèle

surfacique de chaque vertèbre grâce à une technique de krigeage. Le modèle intraopératoire a été calculé par recalage entre ce modèle géométrique et les données intraopératoires provenant d'un modèle voxélisé reconstruit à l'aide d'un fluoroscope 3D. Chaque vertèbre du modèle voxélisé a été segmentée et identifiée manuellement sur les images 3D fluoroscopiques intraopératoires. Un recalage rigide entre le modèle préopératoire de chaque vertèbre et les données intraopératoires correspondantes a abouti au calcul de 6 paramètres de transformation spatiale ($t_x, t_y, t_z, R_x, R_y, R_z$) permettant de retrouver la position intraopératoire du modèle vertébral. Le recalage a été réalisé en deux étapes. D'abord, une étape linéaire fondée sur l'analyse en composantes principales a été appliquée pour obtenir une première superposition du modèle vertébral préopératoire et des données intraopératoires correspondantes. Le résultat de cette étape a permis de définir la position de départ de l'algorithme de l'Iterative Closest Point, utilisé par la suite pour minimiser la distance entre le modèle vertébral préopératoire et les données intraopératoires. À chaque itération, la distance a été calculée à l'aide d'un champ scalaire 3D de distances associé aux images intraopératoires. L'estimation de paramètres de transformation spatiale a été optimisée avec l'algorithme de Levenberg-Marquardt. Les paramètres de rotation et translation calculés ont permis de mettre à jour les repères anatomiques vertébraux nécessaires pour la quantification automatique des déformations du rachis scoliotique en configuration intraopératoire. Les indices cliniques considérés dans ce travail incluent : les angles de Cobb (dans le plan coronal), la cyphose thoracique et la lordose lombaire dans le plan sagittal, la balance du rachis dans les plans frontal et sagittal, la translation et la rotation des vertèbres apicales, l'inclinaison de T1, l'orientation des plans de courbure maximale par rapport au plan sagittal (représentation da Vinci).

Cette méthode de modélisation, recalage et mesure a été validée suivant deux étapes. Dans un premier temps, un modèle synthétique de rachis scoliotique a été utilisé. Il a d'abord été radiographié en position debout, de face et de profil, simulant les conditions préopératoires. Le modèle géométrique a été reconstruit en 3D à partir de repères anatomiques vertébraux identifiés manuellement par un opérateur sur les deux radiographies. Le positionnement intraopératoire en décubitus ventral du modèle synthétique a ensuite été reproduit et numérisé à partir d'un appareil d'imagerie fluoroscopique 2D/3D. L'application des algorithmes développés a permis de quantifier les déformations scoliotiques avec une erreur du même ordre de grandeur que les mesures préopératoires. Ainsi, les mesures angulaires dans les plans coronal et sagittal avaient

des erreurs inférieures à 4.6° , ce qui est à l'intérieur du seuil cliniquement acceptable de 5° . Les mesures dans le plan transverse avaient des erreurs inférieures à 5.2° pour la rotation axiale de la vertèbre apicale et 5° pour l'orientation des plans de courbure maximale (représentation daVinci), ce qui est aussi des valeurs cliniquement acceptables. Les mesures linaires avaient des erreurs inférieures à 2.7 mm.

La validation de la méthode de recalage a été complétée par une analyse de sensibilité à l'aide de modèles construits numériquement, ce qui a permis d'analyser séparément l'influence de deux sources d'erreur différentes : une erreur reliée à l'identification manuelle des repères vertébraux préopératoires et une erreur reliée à la segmentation du modèle voxelisé intraopératoire. Les simulations ont été effectuées sur 15 vertèbres provenant de 3 configurations scoliotiques différentes. La séquence de rotations latérale-sagittale-axiale successives a été utilisée pour évaluer l'exactitude du recalage. L'algorithme a été robuste aux deux sources d'erreur. L'erreur moyenne maximale est de 2.6° . Par la suite, les mêmes simulations ont été répétées en utilisant un algorithme de recalage de la littérature basé sur un Iterative Closest Point optimisé avec la méthode Levenberg-Marquardt, et une exactitude comparable (écart maximal de 0.5° entre les deux méthodes) a été démontrée.

Dans le but d'augmenter le niveau d'automatisation de la méthode de mesure développée, un algorithme d'étiquetage automatique des vertèbres intraopératoires a été proposé. L'objectif de cet algorithme était d'identifier chaque vertèbre à partir des images segmentées intraopératoires. D'abord, le produit de convolution avec une fonction gaussienne 2D a permis d'identifier les centres des vertèbres. À partir de ces centres, une succession d'opérations morphologiques d'erosion et dilatation a été appliquée pour étiqueter les voxels associés à chaque vertèbre. Cette méthode a été appliquée à trois modèles numériques de rachis. 97.1% du volume du rachis a ainsi pu être étiqueté. Plus spécifiquement, l'algorithme a montré une sensibilité et une spécificité moyenne pour l'étiquetage de chaque vertèbre de 97.6% et de 99.6% respectivement. Cependant l'algorithme a montré une dépendance à la qualité de la segmentation des images intraopératoires.

Ces résultats ont montré la faisabilité de quantification des indices cliniques du rachis scoliotique pendant la chirurgie afin de fournir au chirurgien des informations utiles pour évaluer le niveau de correction atteint. Cependant, les techniques proposées présentent encore certaines limites.

D'abord, un outil entièrement automatique pour le calcul des déformations scoliotiques devrait intégrer une segmentation automatique des images fluoroscopiques intraopératoires, ce qui n'a pas été abordé dans ce travail. De plus, une amélioration de la technique d'étiquetage automatique serait nécessaire pour réduire les erreurs liées à la qualité de segmentation. Des études plus approfondies sur le prétraitement du modèle intraopératoire seront donc nécessaires. La méthode de recalage implémentée prévoit une transformation rigide des modèles de vertèbres, ce qui est généralement acceptable, mais ne permet pas de prendre en compte des changements de la topologie de la vertèbre, par exemple à cause d'ostéotomies. Par ailleurs, une transformation élastique pourrait permettre de modifier localement la position des repères anatomiques vertébraux afin d'en corriger d'éventuelles imprécisions grâce à l'information surfacique intraopératoire. Les algorithmes ont été appliqués en considérant le positionnement du patient au début de la chirurgie, et ne prennent donc pas en compte la présence de l'instrumentation qui pourrait influencer l'acquisition des données intraopératoires. L'appareil d'imagerie intraopératoire utilisé dans ce travail, l'O-Arm, ne permet pas de scanner en une seule étape la colonne vertébrale en entier, et plusieurs prises d'images ont donc été nécessaires. Ceci peut constituer un problème à la fois pour le niveau d'irradiation du patient et pour le recalage entre les images dérivant des différentes prises. Enfin, les outils développés ont été validés seulement sur des modèles numériques et sur un rachis synthétique et une validation sur des images issues d'un vrai patient serait nécessaire.

Ce travail a permis de montrer la faisabilité d'exploiter les systèmes d'imagerie déjà utilisés en salle de chirurgie et les techniques de recalage présentement connues pour obtenir des informations quantitatives au cours de la chirurgie. L'intégration de cet outil avec les techniques de navigation et de simulation biomécanique permettrait d'offrir de nouvelles options pour éventuellement améliorer la correction et les manœuvres d'instrumentation.

ABSTRACT

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS) is a complex and progressive pathology leading to three-dimensional deformities of the spine, rib cage and pelvis. This pathology affects 2 to 4% of the adolescent population. In the case of severe scoliosis, a surgical treatment is required. Radiographic imaging is mostly used for the diagnosis and the monitoring of scoliosis. 3D reconstruction of the spine from patient's radiographs is currently available to enable the two- and three-dimensional characterization of scoliotic deformities and planning of the instrumentation maneuvers. The 3D preoperative models can't be directly used during surgery since there is a change in the scoliotic curvature caused by the prone positioning, the surgical exposure and the anesthesia.

Several tracking systems have been tested to monitor the spinal shape changes and follow the intraoperative motion of the vertebrae: optoelectronics or electromagnetics systems, ultrasounds, radiographs. These systems enable the tracking of the intraoperative positioning of the vertebrae, and can be used to update 3D preoperative models. This requires the installation of external markers on vertebrae or the manual identification of anatomic points during surgery, which can interfere with the surgical procedure. Imaging and navigation systems are then currently available to visualize the 3D deformities of the spine and to safely and precisely guide the instrumentation maneuvers. Nevertheless, these systems do not enable the quantification of the intraoperative scoliotic deformities and the correction resulting from instrumentation maneuvers.

This project aimed to develop a technique that enables the automatic intraoperative measurement of the scoliotic deformities, in order to provide the surgeon with quantitative feedback to evaluate and improve the surgical strategy. The 3D scoliotic deformities were computed by registering a preoperative geometric model with intraoperative 3D fluoroscopic images of the spine.

More precisely, a preoperative geometric model was constructed from 28 vertebral landmarks manually identified by an operator on biplanar radiographs acquired preoperatively in standing position. These landmarks were used to obtain a surface model of each vertebra through a dual kriging interpolation technique. The intraoperative model was computed by the registration between this preoperative geometric model and the intraoperative data, composed of a voxelized model obtained from 3D fluoroscopic images. Each vertebra of the voxelized model was segmented and manually identified on intraoperative 3D fluoroscopic images. A rigid registration

with the corresponding preoperative model led to the computation of 6 spatial transformation parameters ($t_x, t_y, t_z, R_x, R_y, R_z$) to compute the position of the intraoperative vertebral model. The registration algorithm is composed of two steps. First, a linear step based on the principal component analysis was applied to obtain a first superimposition of two corresponding vertebrae. The result of this first step defined the initial position of the Iterative Closest Point algorithm, used to minimize the distance between the preoperative vertebral model and the corresponding intraoperative data. At each iteration, the distance between the preoperative vertebral model and the intraoperative data was computed using a 3D distance map with intraoperative data. The estimation of transformation parameters was optimized with the Levenberg-Marquardt algorithm. These computed rotation and translation parameters enabled the update of vertebral landmarks, which are necessary to automatically quantify the scoliotic spine deformities in the intraoperative configuration. The selected clinical indices: the Cobb angles in the coronal plane, the thoracic kyphosis and lumbar lordosis in the sagittal plane, the spinal balance in the frontal and sagittal planes, the translation and rotation of the apical vertebrae, the T1-tilt, and the orientation of the planes of maximal curvature with respect to the sagittal plan (da Vinci representation).

The modeling, registration algorithm and measurement method were validated in two steps. At first, a synthetic model of the spine was used. The preoperative standing positioning was reproduced and the preoperative geometrical model was obtained using vertebral anatomical landmarks identified manually on biplanar radiographs. The intraoperative prone positioning was reproduced and acquired using a 2D/3D fluoroscopic imaging system. The application of the developed algorithm enabled the quantification of the scoliotic deformities with accuracy similar or better as compared to preoperative measurements. Thus the angular measurements in the coronal and sagittal planes had errors below 4.6°, which is below the clinically acceptable threshold of 5°. The measurements in the transversal plane had errors below 5.2° for the axial rotation of the apical vertebra and 5° for the orientation of the plans of maximum curvature (da Vinci representation), which are also clinically acceptable errors. The linear measurements had errors below 2.7 mm.

The validation of the registration algorithm was assessed with a sensitivity analysis using computerized models. The use of computerized models enabled the analysis of the influence of two sources of errors: an error deriving from inaccuracies in the manual identification of

vertebral landmarks in the preoperative geometric model, an error deriving from inaccuracies in the segmentation and identification of each vertebra in the intraoperative fluoroscopic images. The simulations were carried out on 15 vertebrae from 3 different scoliotic configurations. A sequence of “lateral-sagittal-axial angles” was used to evaluate the accuracy of the registration algorithm. The algorithm was robust to both sources of error. The maximal average error was 2.6° . The same simulations were then repeated using a registration algorithm of the literature, based on the Iterative Closest Point method optimized with the Levenberg-Marquart method, and a similar accuracy (maximal difference between the two methods of 0.5°) was shown.

An automatic intraoperative labeling algorithm of the vertebrae was also proposed. The aim of this algorithm was to identify each vertebra from intraoperative segmented images. First, the convolution product with a 2D Gaussian function enabled the identification of the vertebrae’s centers. Then, sequential operations of erosion and dilation were performed to label all the voxels. This method was applied to three computerized spinal models. 97.1% of the spine’s volume was labeled. More specifically, the algorithm showed average specificity and sensitivity for the labeling of each vertebra of 97.6% and 99.6% respectively. However, the algorithm showed dependence to the quality of the segmentation of the intraoperative images.

These results showed the feasibility of quantifying clinical indices of the scoliotic spine during surgery, in order to provide the surgeon with useful feedback to evaluate the level of correction reached. However, the proposed techniques still present several limitations. First, a full-automatic tool for the computation of scoliotic deformities should include an automatic segmentation of intraoperative fluoroscopic images, which was not addressed in this work. Moreover, an improvement of the automatic labeling technique is necessary to reduce the errors caused by the quality of the segmentation. Further studies on the pretreatment of the intraoperative model are then necessary. The proposed registration method is based on a rigid transformation of the vertebral models, which is generally acceptable but doesn’t take into account the vertebrae’s topology changes, for instance due to osteotomies. Furthermore, an elastic transformation could enable the local modification of the vertebral landmarks’ positions, in order to correct their inaccuracies using the information from intraoperative data. The algorithm was applied considering the patient’s position at the beginning of the surgery, and thus doesn’t take into account the presence of instrumentation that could influence the acquisition of the intraoperative data. The intraoperative imaging system used in this study, O-Arm, doesn’t enable the entire

scanning of the spine in one single step, and several acquisitions are then necessary thus causing significant ionizing exposure. Moreover stitching images from different scans is still an open issue. Finally, the tools developed were validated only on computerized models and on a synthetic spine. A validation on images from real patients would be necessary.

The work showed the feasibility of using available imaging systems and registration techniques to obtain quantitative information during surgery. Integrating this tool with the navigation system and biomechanical simulation tools would offer new options to improve the correction and the instrumentation maneuvers.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE	III
REMERCIEMENTS	IV
RÉSUMÉ	V
ABSTRACT	IX
TABLE DES MATIÈRES	XIII
LISTE DES TABLEAUX	XVI
LISTE DES FIGURES	XVII
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XXI
LISTE DES ANNEXES	XXII
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES	3
1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du rachis	3
1.2 Scoliose idiopathique de l'adolescence (SIA)	7
1.2.1 Définition de la scoliose	7
1.2.2 Mesures cliniques des déformations	8
1.2.3 Classification de la SIA	13
1.2.4 Caractérisation tridimensionnelle des déformations scoliotiques	14
1.3 Traitement de la SIA par chirurgie	17
1.3.1 Simulation biomécanique préopératoire de l'instrumentation	19
1.3.2 Gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur (GMCAO)	21
1.4 Les techniques de recalage	29
CHAPITRE 2 RATIONNELLE ET OBJECTIFS DU PROJET	33

CHAPITRE 3 MÉTHODE DE MESURE AUTOMATIQUE INTRAOPÉRATOIRE DES DÉFORMATIONS SCOLIOTIQUES	35
3.1 Présentation de l'article	35
3.2 Article scientifique : Automatic intraoperative measurement of scoliotic deformities	36
3.2.1 Abstract	37
3.2.2 Introduction	38
3.2.3 Materials and methods	39
3.2.4 Results	45
3.2.5 Discussion	46
3.2.6 Bibliography	48
3.2.7 Figures	51
3.2.8 Table	58
CHAPITRE 4 ASPECTS MÉTHODOLOGIQUES ET RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES	59
4.1 Détails sur la méthode de recalage	59
4.1.1 Analyse en composantes principales	59
4.1.2 Calcul du champ scalaire	61
4.1.3 Calcul des indices cliniques	62
4.2 Comparaison avec une autre méthode de recalage	63
4.2.1 Simulation d'un bruit sur les données intraopératoires	64
4.2.2 Simulation d'un bruit représentant une erreur d'identification de repères vertébraux préopératoires	66
4.3 Identification automatique des vertèbres	66
4.3.1 Résultats	69
CHAPITRE 5 DISCUSSION GÉNÉRALE	74

CONCLUSIONS	81
RÉFÉRENCES	84
ANNEXES	92

LISTE DES TABLEAUX

Table 3-1 : Comparison of the intraoperative automatic measurements and reference values measured twice by an operator.....	58
Tableau 4-1 : Repères vertébraux utilisés pour calculer les indices cliniques	63
Tableau 4-2 : Différences angulaires entre les données intraopératoires de référence et le modèle intraopératoire obtenu par le recalage en utilisant la méthode développée et la méthode LM-ICP lorsqu'un bruit est appliqué sur différents sous-groupes de repères vertébraux : du corps vertébral (CV), des pédicules (PED), des facettes (FAC), des parties postérieures (PP) et sur tous les repères (TOUS). Les valeurs moyennes sont présentées pour les angles latéral, sagittal et axial.....	66
Tableau 4-3 : Sensibilité et spécificité de l'étiquetage pour les 3 modèles pour chaque vertèbre .	72

LISTE DES FIGURES

Figure 1-1 : Plans anatomiques (adapté de Wikipedia).....	3
Figure 1-2 : Repère global de la colonne vertébrale (reproduit avec autorisation de Stokes, 1994).....	4
Figure 1-3 : Repère local d'une vertèbre (reproduit avec autorisation de Stokes, 1994).....	4
Figure 1-4 : Anatomie du rachis (adapté de Gray, 1918).....	5
Figure 1-5 : Anatomie d'une vertèbre : (a) vue de dessus, (b) coupe frontale (adapté de Gray, 1918).....	6
Figure 1-6 : Coupe latérale d'une vertèbre permettant d'observer les nucleus pulposus et l'annulus fibrosus (adapté de Gray, 1918)	7
Figure 1-7 : Illustration des déformations entraînées par la scoliose : (a) radiographie d'un patient scolioïque (tiré d'une banque d'images de l'auteur), (b) cunéiformisation de la vertèbre (reproduit avec autorisation de Stokes, 1994), (c) gibbosité (issu de Wikipedia)	8
Figure 1-8 : Mesure des angles de Cobb sur une radiographie PA (issue d'une banque d'images de l'auteur)	9
Figure 1-9 : Mesure des déformations dans le plan sagittal : (a) cyphose, (b) lordose	10
Figure 1-10 : (a) translation de la vertèbre apicale (AVT) pour une courbure thoracique, (b) déjettement dans le plan coronal, (c) déjettement dans le plan sagittal	12
Figure 1-11 : Rotations successives de la vertèbre autour des axes locaux : (a) rotation latérale, (b) rotation sagittale, (c) rotation axiale	12
Figure 1-12 : Classification de Lenke (reproduit avec autorisation de Lenke, 2001)	14
Figure 1-13 : Reconstruction 3D à partir du système EOS : (a) interface du logiciel de reconstruction sterEOS (EOS imaging), (b) modèle 3D d'une vertèbre (avec les repères anatomiques)	16
Figure 1-14 : Orientation des plans de courbure maximale par rapport au plan sagittal (vue de dessus)	17
Figure 1-15 : Radiographies post-opératoires d'un patient scolioïque suite à l'instrumentation du rachis (issue d'une banque d'images de l'auteur)	18

Figure 1-16 : Champ visuel pendant la chirurgie par approche postérieure	19
Figure 1-17 : Interface graphique du simulateur de chirurgie S3	20
Figure 1-18 : Composants principaux d'un système de GMCAO avec la représentation des systèmes de coordonnées locaux (reproduit avec autorisation de Nolte, 2004).....	22
Figure 1-19 : Configuration d'un système de navigation CT : composants de base et leur système de coordonnées local associé. La représentation virtuelle de l'objet « surgical objet » est générée à partir d'une série d'images CT acquises en préopératoire (reproduit avec autorisation de Nolte, 2004)	23
Figure 1-20 : Configuration d'un système de navigation basé sur des images fluoroscopiques composants de base et leur système de coordonnées local associé. La représentation virtuelle de l'objet « surgical objet » est générée à partir d'images acquises en intraopératoire à l'aide du C-arm (reproduit avec autorisation de Nolte, 2004)	25
Figure 1-21 : (a) système d'imagerie fluoroscopique 2D/3D O-Arm, (b) interface du navigateur intégré à l'O-arm	26
Figure 3-1 : Workflow diagram of automatic measurement method	51
Figure 3-2 : Preoperative geometric model of a vertebra. The vertebral surface is illustrated with the vertebral landmarks on the vertebral body (circles), pedicles (triangles), articular facets (squares), and posterior processes (stars).....	52
Figure 3-3 : Schematic representation of the measurement of clinical indices: (a) Cobb angles in the coronal plane, (b) thoracic kyphosis and lumbar lordosis in the sagittal plane, (c) apical vertebral translation (AVT), (d) frontal and sagittal balance, (e) T1 tilt, (f) apical vertebral rotation (AVR) (g) 3D orientation of the planes of maximum curvature (PMC)	53
Figure 3-4 : Experimental set-up using a synthetic model of the spine. a) the synthetic model was configured to represent a scoliotic spine in a preoperative standing position. 2D biplanar radiographs were acquired. b) the scoliotic shape of the synthetic model has been modified to simulate an intraoperative prone position, and 3D fluoroscopic images were acquired....	54
Figure 3-5 : Intraoperative model (dark gray) resulting from the ICP registration between the preoperative geometric data of the synthetic scoliotic spine and the intraoperative data (light	

gray) For each vertebra of the intraoperative model, the 28 vertebral landmarks are illustrated in black	55
Figure 3-6 : Angular differences between the reference intraoperative data and the intraoperative model, considering a simulated random noise on different subgroups of vertebral landmarks (VB: vertebral body; PED: pedicles; FAC: articular facets; PP: posterior processes; ALL: all vertebral landmarks). Mean values are shown with standard deviation for lateral, sagittal and axial angles	56
Figure 3-7 : Angular differences between the reference intraoperative data and intraoperative model resulting from the registration algorithm, considering different levels of simulated errors in the intraoperative data. Mean values are shown with standard deviation for lateral (a), sagittal (b) and axial (c) angles	57
Figure 4-1 : Illustration des angles α_{PP_1} et α_{PP_2} utilisés pour définir l'angle moyen α_{PP} entre les apophyses transverses et l'apophyse épineuse.	60
Figure 4-2 : Illustration d'une coupe (512x512 pixels) du champ scalaire des distances. L'échelle des couleurs représente la distance de chaque pixel par rapport au contour de la vertèbre à recaler (bleu foncé : pixels appartenant au contour; rouge foncé : pixels très éloignés du contour)	61
Figure 4-3 : 8 voxels du champ scalaire des distances intraopératoire entourant le point d'interpolation mi du modèle géométrique préopératoire de la vertèbre	62
Figure 4-4 : Différences angulaires entre les données intraopératoires de référence et le modèle intraopératoire obtenu par le recalage en utilisant la méthode développée et la méthode LM-ICP, en considérant différents niveaux d'erreurs simulées sur les données intraopératoires. Les valeurs moyennes sont présentées avec leur déviation standard pour les angles latéral (a), sagittal (b) et axial (c)	65
Figure 4-5 : Résultat du produit de convolution entre la fonction Gaussienne et les images 2D pour les 3 modèles, avant filtrage (a.1, b.1, c.1) et après filtrage (a.2, b.2, c.2)	70
Figure 4-6 : Positionnement des centres des vertèbres pour les 3 modèles (a, b, c) identifiés grâce au produit de convolution avec la fonction Gaussienne.....	71

Figure 4-7 : Coupe du modèle 3 segmenté, permettant d'observer un contact critique entre 2 vertèbres adjacentes. Les deux couleurs représentent les voxels appartenant à 2 vertèbres différentes 73

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

2D	Deux dimensions
3D	Trois dimensions
ACP	Analyse en composantes principales
AVT	Apical Vertebral Translation
CSVL	Central Sacral Vertical Line
CT-scan	Computed Tomography
DLT	Direct Linear Transformation
DRA	Dynamic Reference Array
GMCAO	Gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur
ICP	Iterative Closest Point
IRM	Imagerie par Résonnance Magnétique
L-S-A	Latérale-Sagittale-Axiale
LAT	Latéral
MT	Main thoracic
PA	Postéro-antérieur
SVD	Singular Value Decomposition
SIA	Scoliose idiopathique de l'adolescence
TL/L	Thoracolumbar-lumbar

LISTE DES ANNEXES

Annexe 1 - Algorithme de Levenberg-Marquardt.....	92
---	----

INTRODUCTION

La scoliose idiopathique de l'adolescence est une pathologie rachidienne fréquente, affectant 2 à 4% des adolescents (Asher et al., 2006; Reamy et al., 2001; Silva et al., 2009). Cette pathologie entraîne une déformation tridimensionnelle (3D) de la colonne vertébrale, avec l'apparition de courbes dans le plan frontal, une modification des courbures physiologiques dans le plan sagittal ainsi qu'une rotation des vertèbres et des courbures spinales dans le plan transverse.

L'imagerie radiographique est la technique la plus répandue pour le diagnostic de la scoliose. De nombreux indices cliniques peuvent être calculés sur les radiographies pour l'évaluation d'un patient scoliotique (Aubin et al., 2011; O'Brien et al., 2004). Un indice clinique communément utilisé pour évaluer la sévérité de la scoliose est l'angle de Cobb, dont la mesure permet de fournir des indications pour le traitement orthopédique. Les courbures scoliotiques caractérisées par un angle de Cobb compris entre 20° et 40° sont généralement traitées par corsets orthopédiques, alors que dans le cas de scoliose sévère (angle de Cobb > 40°), un traitement chirurgical est recommandé.

Le traitement chirurgical le plus courant prévoit des manœuvres de dérotation, translation et compression/distraction pour redresser la colonne vertébrale à l'aide de plusieurs types d'implants (habituellement des vis) installés sur des tiges métalliques (Aubin et al., 2008). La chirurgie d'instrumentation est complexe et invasive, et plusieurs travaux ont été réalisés afin d'améliorer la caractérisation géométrique des déformations scoliotiques ainsi que la compréhension biomécanique des paramètres d'instrumentation (Aubin et al., 1997; Aubin et al., 2003; Delorme et al., 2003; Wang et al., 2012). Ces travaux sont principalement basés sur la reconstruction 3D de la géométrie du rachis à partir de radiographies préopératoires du patient avec plusieurs techniques développées au cours des dernières décennies (Cheriet et al., 1999; Dansereau et al., 1988; Delorme et al., 2003; Humbert, 2008; Kadoury et al., 2007; Pomero et al., 2004). Cependant, ces modèles 3D ne sont pas directement utilisables pendant la chirurgie à cause du changement de forme de la colonne vertébrale entre la position debout préopératoire et la position allongée intraopératoire, qui induit une réduction de l'angle de Cobb d'en moyenne 37° (Delorme et al., 2000).

Le champ visuel pendant la chirurgie est restreint ce qui rend difficile l'accès au changement de forme de la colonne vertébrale. En effet, dans le cas de chirurgie par approche postérieure, seule

la partie postérieure des vertèbres est exposée, ce qui rend le suivi du mouvement des vertèbres compliqué. Cet aspect constitue aussi un problème important pour l'insertion de vis. Ces difficultés ont entraîné le développement d'outils pour suivre les changements de position des vertèbres, augmenter la visibilité et guider l'insertion des vis pendant la chirurgie. Différents types de localisateurs ont été testés pour le suivi du mouvement de la colonne, de nature mécanique (Glossop et al., 1997), optique (Ghanem et al., 1997; Lavallée et al., 1995a; Nolte et al., 1995), électromagnétique (Amiot et al., 1995), à ultrason (Yan et al., 2011). Ces systèmes nécessitent l'installation de marqueurs sur les vertèbres, ou l'identification manuelle de certains points, ce qui rend compliquée leur utilisation au cours de la chirurgie. Plusieurs systèmes d'imagerie (i.e. Curve™ de BrainLab, O-Arm® de Medtronic, Mobile C-arms de Siemens) ont également été exploités afin d'augmenter la visibilité du champ chirurgical et d'améliorer la précision des manœuvres d'instrumentation. Merloz et al. (1997) et plus récemment Gelalis et al. (2012) ont montré que la navigation avec les images CT-scan peut augmenter significativement le pourcentage de vis correctement placées dans le pédicule. Larson et al. (2012) et Silbermann et al. (2011) ont montré que des appareils d'imagerie fluoroscopique et de navigation disponibles actuellement en salle de chirurgie (i.e. O-Arm® et StealthStation de Medtronic, ARCADIS® Orbic 3D et NaviLink 3D de Siemens) permettent de diminuer de 16% à 0.8% le risque de pénétration du cortex avec les vis (Tian et al., 2011).

L'objectif de ce projet de maîtrise est de développer une méthode de mesure permettant de quantifier de façon automatique les déformations scoliotiques pendant la chirurgie. Pour ce faire, deux objectifs spécifiques ont été définis : (1) évaluer la faisabilité de modéliser la géométrie intraopératoire de la colonne vertébrale par recalage entre un modèle préopératoire obtenu à partir des radiographies biplanaires et des images fluoroscopiques 2D/3D intraopératoires; (2) valider le calcul des déformations scoliotiques.

Ce mémoire se divise en 5 chapitres. Le premier chapitre présente la revue des connaissances nécessaires à la compréhension du sujet. La problématique ainsi que les objectifs spécifiques du projet sont exposés dans le chapitre 2. Le chapitre 3 présente un article détaillant la méthode développée ainsi que sa validation. Des résultats complémentaires sont présentés dans le chapitre 4. Le chapitre 5 dresse une discussion critique du projet, en détaillant ses points forts et ses limites. Le dernier chapitre conclut ce mémoire avec une courte synthèse des travaux et de suggestions d'améliorations futures.

CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES

Ce chapitre présente une revue des connaissances de l'anatomie du rachis, de la scoliose idiopathique de l'adolescent (SIA) et de ses traitements, en particulier le traitement par chirurgie qui constitue le cœur de la problématique clinique à la base de ce projet de recherche. Au niveau technique, la reconstruction géométrique 3D et la modélisation biomécanique du rachis ainsi que les systèmes actuellement utilisés pour les gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur sont présentés. Dans la dernière partie de ce chapitre, les principales techniques de recalage pertinentes à ce projet sont détaillées.

1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du rachis

La position et l'orientation des éléments de la colonne vertébrale dans l'espace seront décrites dans ce mémoire par rapport aux trois plans anatomiques illustrés dans la Figure 1-1: le plan coronal, le plan sagittal et le plan transverse (Knudson, 2007).

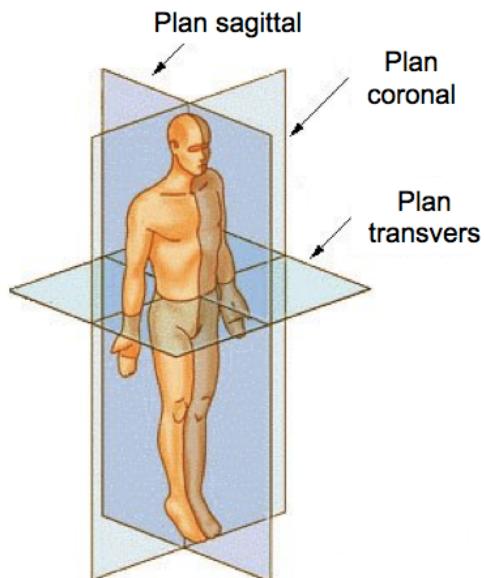


Figure 1-1 : Plans anatomiques (adapté de Wikipedia)

Le système de coordonnées global de la colonne vertébrale est défini selon la convention indiquée par la Scoliosis Research Society (Stokes, 1994). L'origine est placée au niveau du

centre du plateau supérieur de la vertèbre S1. L'axe x est orienté positivement vers l'avant, alors que l'axe y est orienté positivement vers la gauche. L'axe z est vertical vers la tête.

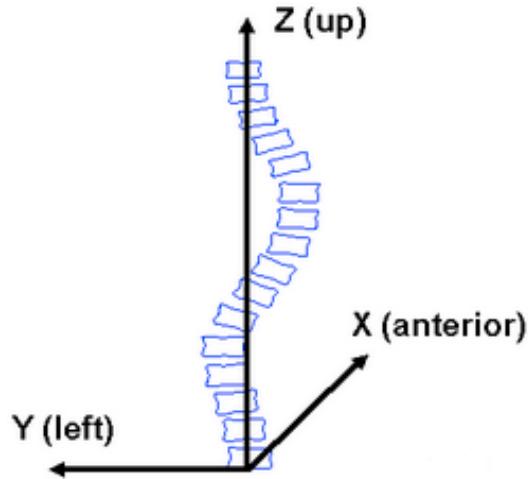


Figure 1-2 : Repère global de la colonne vertébrale (reproduit avec autorisation de Stokes, 1994)

Pour chaque vertèbre, le centre du système de coordonnées local est positionné au centre du corps vertébral, l'axe z passe par le centre des plateaux supérieur et inférieur et l'axe y unit les pédicules droit et gauche. L'axe x est défini selon la règle de la main droite (Stokes, 1994).

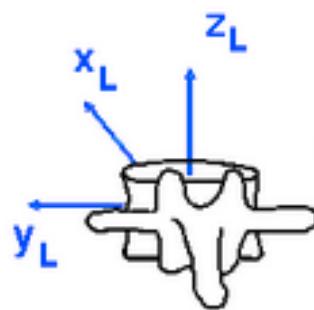


Figure 1-3 : Repère local d'une vertèbre (reproduit avec autorisation de Stokes, 1994)

La colonne vertébrale est une structure anatomique d'importance fondamentale pour le support du corps, pour la protection de la moelle épinière ainsi que pour la mobilité. Pour remplir ces

fonctions, le rachis doit concilier les requis mécaniques de rigidité et de souplesse (Kapandji et al., 2005).

Le rachis est constitué en général de 33 à 34 vertèbres pouvant être classées selon quatre zones : sept vertèbres cervicales (C1 à C7), douze vertèbres thoraciques (T1 à T12) sur lesquelles est articulée la cage thoracique, cinq vertèbres lombaires (L1 à L5), cinq vertèbres du sacrum (S1 à S5) et entre trois et cinq vertèbres du coccyx. Ces quatre zones présentent en position debout deux types de courbures dans le plan sagittal : les segments lombaire et cervical sont généralement à concavité postérieure (lordose), alors que les segments thoracique et sacrococcygien présentent une concavité antérieure (cyphose). Cette alternance de courbures permet d'augmenter la résistance aux efforts de compression axiale (Kapandji et al., 2005) (Figure 1-4).

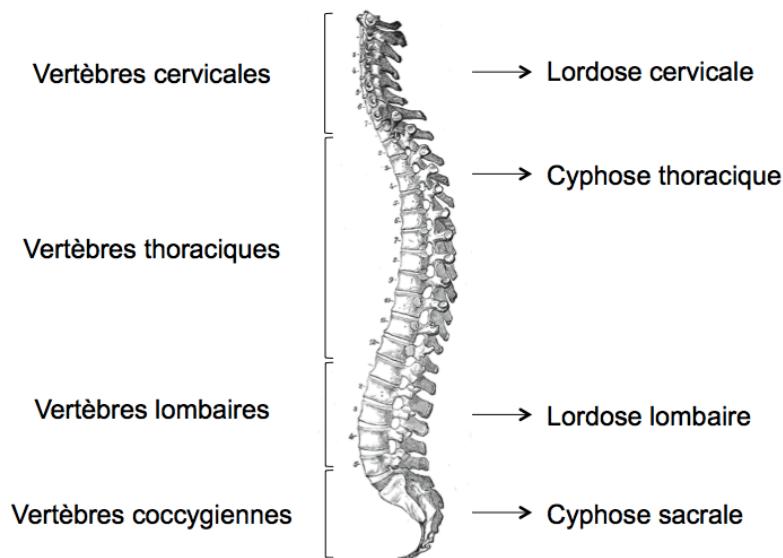
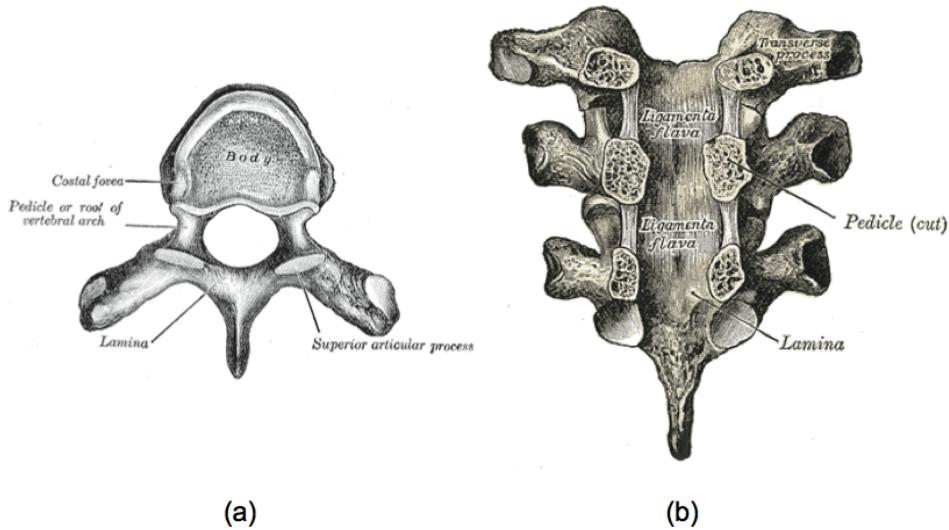


Figure 1-4 : Anatomie du rachis (adapté de Gray, 1918)

La vertèbre est l'élément constitutif le plus important du rachis. Antérieurement elle est composée du corps vertébral, de forme cylindrique, qui est connecté postérieurement à l'arc vertébral pour former le canal rachidien qui contient la moelle épinière (Figure 1-5).



Le corps vertébral est composé d'une coque d'os cortical dense contenant du tissu spongieux, et est délimité par les plateaux inférieur et supérieur eux-mêmes en contact avec les disques intervertébraux. La succession des corps vertébraux forme un pilier qui contribue principalement à la fonction statique de support. Afin de mieux accomplir cette tâche, la taille et la masse des vertèbres augmentent en descendant des vertèbres cervicales jusqu'aux lombaires de manière à permettre de mieux supporter l'augmentation progressive de sollicitations mécaniques (White et al., 1990).

L'arc vertébral est constitué de plusieurs parties : deux pédicules qui représentent les points de jonction avec le corps vertébral, deux paires de facettes articulaires (une inférieure et une supérieure) permettant la liaison entre deux vertèbres adjacentes, deux lames délimitant postérieurement le foramen vertébral et qui se rejoignent pour former l'apophyse épineuse, deux apophyses transverses qui sont le site d'insertion des éléments musculaires et ligamentaires. La superposition des arches et des articulations joue le rôle fondamental de guide du mouvement du rachis (Kapandji et al., 2005).

Les vertèbres sont séparées par un disque intervertébral constitué d'un annulus fibrosus, constitué principalement de cartilage, entourant un nucléus pulposus, constitué au 80% d'eau (Figure 1-6). Les disques intervertébraux ont comme fonction de rendre la colonne flexible ainsi que d'amortir

des pressions élevées et de transmettre la pression agissant sur les différents segments vertébraux. C'est pourquoi la dimension des disques augmente du rachis cervical au rachis lombaire (Redaelli et al., 2007).

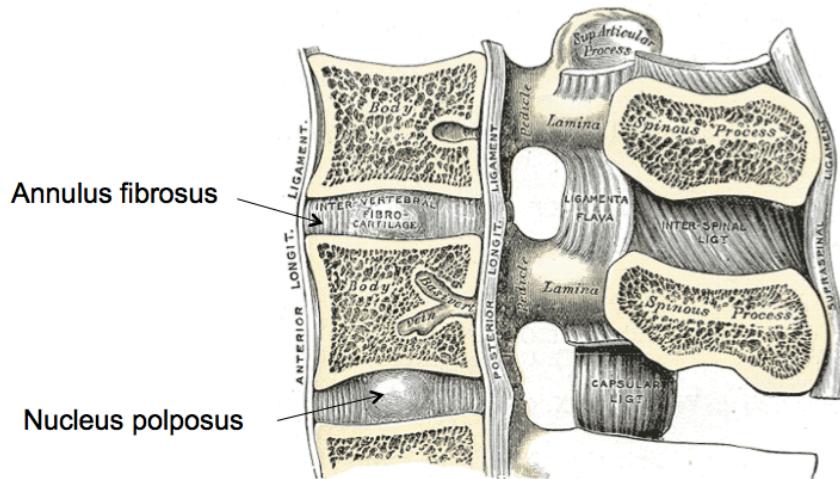


Figure 1-6 : Coupe latérale d'une vertèbre permettant d'observer les nucleus pulposus et l'annulus fibrosus (adapté de Gray, 1918)

1.2 Scoliose idiopathique de l'adolescence (SIA)

1.2.1 Définition de la scoliose

La scoliose est une pathologie qui implique une déformation tridimensionnelle (3D) du rachis, du bassin et de la cage thoracique. Elle entraîne une déviation latérale du rachis dans le plan frontal et peut également entraîner une modification des courbures physiologiques dans le plan sagittal. De plus, on observe dans le plan transverse une rotation des vertèbres et des côtes, ce qui cause l'apparition d'une bosse dans le dos (gibbosité). En raison de ces déformations, la répartition du poids du squelette sur les vertèbres devient asymétrique. Ceci entraîne alors un changement de forme du corps vertébral, qui devient cunéiforme, ainsi que d'autres déformations locales au niveau des pédicules et des disques (Figure 1-7).

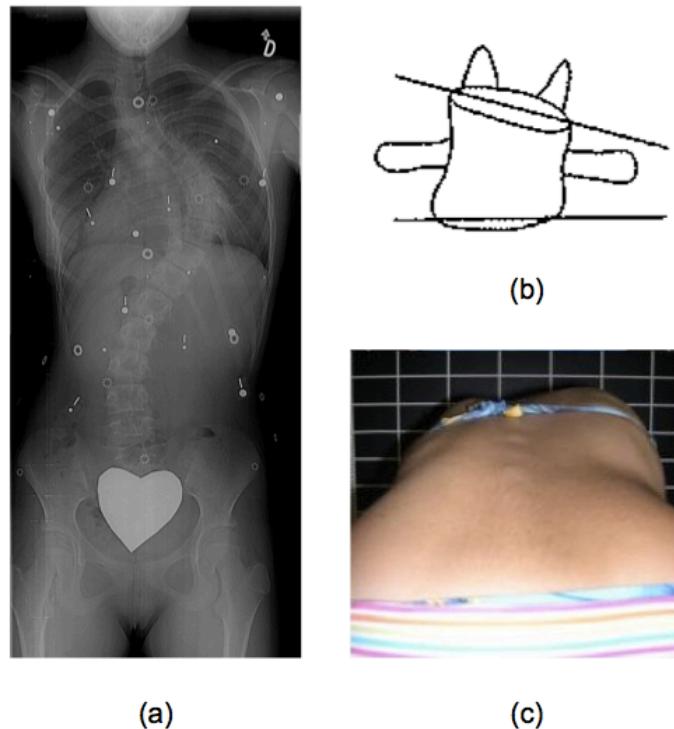


Figure 1-7 : Illustration des déformations entraînées par la scoliose : (a) radiographie d'un patient scoliotique (tiré d'une banque d'images de l'auteur), (b) cunéiformisation de la vertèbre (reproduit avec autorisation de Stokes, 1994), (c) gibbosité (issu de Wikipedia)

La scoliose idiopathique de l'adolescent est la forme de scoliose idiopathique la plus commune (Asher et al., 2006). Elle se manifeste entre 10 et 18 ans, affecte 2 à 4% de la population adolescente et la forme évolutive est quatre fois plus présente chez les individus de sexe féminin (Reamy et al., 2001; Silva et al., 2009). L'étiologie de cette pathologie n'a pas encore été clairement identifiée, d'où l'appellation idiopathique, mais plusieurs facteurs jouant un rôle important dans la progression de la déformation ont été identifiés: l'instabilité biomécanique du rachis, des facteurs de croissance, des facteurs hormonaux, génétiques, neurologiques ou musculaires (Lowe et al., 2000; Villemure et al., 2004).

1.2.2 Mesures cliniques des déformations

Plusieurs indices cliniques peuvent être utilisés pour caractériser la SIA en termes de déformations globales du rachis et de déformation locale de chaque vertèbre. Dans la pratique

clinique, les radiographies sont communément utilisées pour obtenir des informations caractéristiques sur les courbures scoliotiques d'un patient.

1.2.2.1 Paramètres globaux

Les paramètres globaux plus communément utilisés sont présentés dans les prochains paragraphes. Les définitions sont principalement issues de O'Brien et al. (2004).

Angle de Cobb

L'angle de Cobb est mesuré sur la radiographie postéro-antérieure ou antéro-postérieure du patient. Il représente l'angle défini par les tangentes aux plateaux supérieur et inférieur respectivement de la vertèbre limite supérieure et inférieure de la courbure scoliotique (Figure 1-8). Un patient est considéré scoliotique si l'angle de Cobb est supérieur à 10°. Il s'agit de l'indice clinique le plus utilisé pour obtenir des indications cliniques sur le traitement orthopédique à adopter. Les patients pour lesquels les courbures scoliotiques sont comprises entre 20° et 40° peuvent être traités par corsets orthopédiques, alors que dans le cas de scoliose sévère (angle de Cobb > 40°), un traitement chirurgical est recommandé. Plusieurs études ont montré que la précision intra- et inter observateur pour le calcul de l'angle selon la méthode de Cobb est de $\pm 5^\circ$ (Cassar-Pullicino et al., 2002).

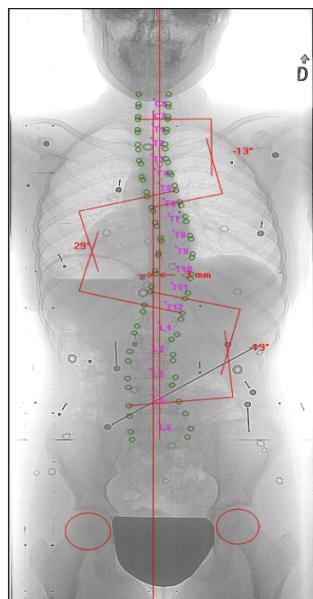


Figure 1-8 : Mesure des angles de Cobb sur une radiographie PA (issue d'une banque d'images de l'auteur)

Cyphose et lordose

La cyphose et la lordose sont calculées à partir des radiographies latérales du patient. La cyphose thoracique est mesurée entre le plateau supérieur de T2 et le plateau inférieur de T12 (Figure 1-9.a). On peut aussi distinguer les angles suivants :

- Cyphose thoracique proximale évaluée entre les vertèbres T2 et T5
- Cyphose thoracique moyenne évaluée entre les vertèbres T5 et T12
- Cyphose thoraco-lombaire évaluée entre les vertèbres T10 et L2

La lordose thoraco-lombaire est mesurée entre le plateau supérieur de T10 et le plateau inférieur de S1, et la lordose lombaire est mesurée entre le plateau supérieur de T12 et le plateau supérieur de S1 (Figure 1-9.b).

Dans la population asymptomatique, la cyphose varie normalement entre 10° et 40° alors que la lordose varie entre 40° et 60° (O'Brien et al., 2004).

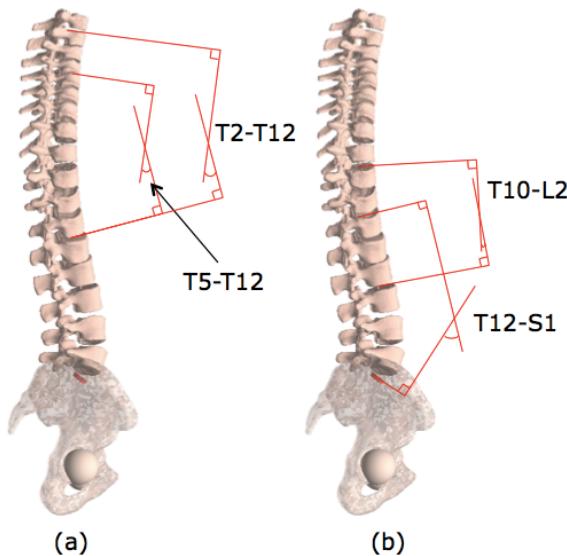


Figure 1-9 : Mesure des déformations dans le plan sagittal : (a) cyphose, (b) lordose

Vertèbre apicale

La vertèbre apicale est la vertèbre présentant la plus grande déviation latérale. Cette déviation, appelée en anglais apical vertebral translation (AVT), représente la distance entre le centreïde de la vertèbre apicale et la droite verticale passant par le centreïde de la vertèbre C7 pour les courbures thoraciques, ou la distance entre le centreïde de la vertèbre apicale et la ligne verticale

centrale sacrée, appelée en anglais central sacral vertical line (CSV), pour les courbures thoraco-lombaires/lombaires (O'Brien et al., 2004) (Figure 1-10.a). L'identification de la vertèbre apicale permet de classer la scoliose selon différentes régions anatomiques (Stokes et al., 2006):

- Scoliose cervicale : la vertèbre apicale est située entre C1 et le disque C6-C7
- Scoliose cervico-thoracique : la vertèbre apicale est située entre C7 et T1
- Scoliose thoracique : la vertèbre apicale est située entre T2 et le disque T11-T12
- Scoliose thoraco-lombaire : la vertèbre apicale est située entre T12 et L1
- Scoliose lombaire : la vertèbre apicale est située entre le disque L1-L2 et le disque L4-L5
- Scoliose lombo-sacrée : la vertèbre apicale est située au-dessous de L5

Déjettement frontal et sagittal

Le déjettement est un indice permettant de quantifier le déplacement du rachis par rapport à son axe vertical à la suite de l'apparition des courbures scoliotiques. Le déjettement frontal est mesuré à partir de la radiographie postéro-antérieure ou antéro-postérieure du patient et correspond à la distance entre la CSV et la droite verticale passant par le centroïde de la vertèbre C7 (Figure 1-10.b). De manière similaire, le déjettement sagittal est défini comme la distance entre la CSV et la droite verticale passant par le centroïde de la vertèbre C7 sur la radiographie latérale (Figure 1-10.c). Un déjettement du rachis vers la droite est par convention positif.

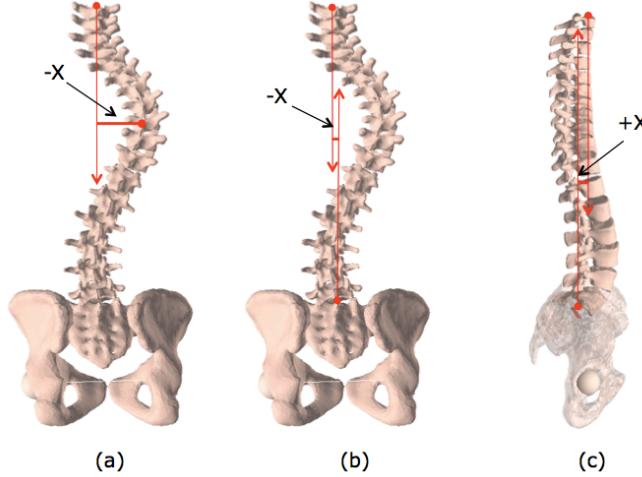


Figure 1-10 : (a) translation de la vertèbre apicale (AVT) pour une courbure thoracique, (b) déjettement dans le plan coronal, (c) déjettement dans le plan sagittal

1.2.2.2 Paramètres locaux

L'orientation des vertèbres est un paramètre permettant l'évaluation des déformations scoliotiques. Plusieurs méthodes de mesures ont été proposées dans la littérature. Dans ce mémoire, les rotations locales sont calculées à partir du repère local de la vertèbre selon la méthode définie par (Skalli et al., 1995), qui utilise les rotations successives autour des axes mobiles \vec{x}' , \vec{y}' , \vec{z}'' selon la séquence des angles latéral-sagittal-axial (L-S-A). (Figure 1-11).

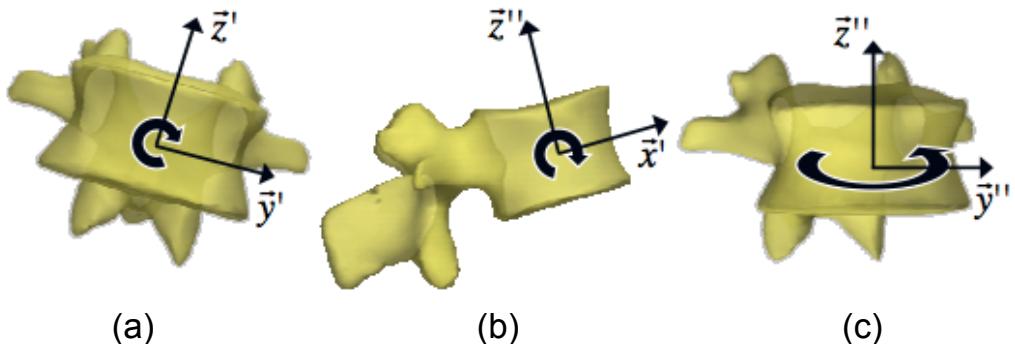


Figure 1-11 : Rotations successives de la vertèbre autour des axes locaux : (a) rotation latérale, (b) rotation sagittale, (c) rotation axiale

Pour le calcul de la rotation axiale, la méthode de Stokes a aussi été utilisée dans le cadre de ce mémoire. Cette méthode est basée sur l'identification de la position des pédicules par rapport aux plateaux vertébraux (Stokes, 1989).

1.2.2.3 Évaluation des mesures des paramètres rachidiens

Plusieurs études se sont penchées sur l'analyse de la précision et de la fiabilité de la mesure manuelle et digitale des indices cliniques précédemment présentés et elles ont reporté une bonne ou excellente fiabilité inter- et intra-observateur pour toutes les mesures, sauf pour la cyphose T2-T5 et pour l'AVT (dans l'analyse inter-observateur pour les mesures digitales) (Kuklo et al., 2005a; Kuklo et al., 2005b). Le logiciel de mesures de la colonne vertébrale NewSpine3D permet entre autres de calculer l'angle de Cobb avec une précision supérieure à 2°, les autres angles avec une précision supérieure à 4° et les mesures linaires avec une précision supérieure à 3.5 mm (Aubin et al., 2011).

1.2.3 Classification de la SIA

Une première classification de la SIA a été proposée par King et al. (1983) afin de fournir des recommandations sur la sélection des niveaux vertébraux à fusionner lors d'un traitement chirurgical. Les courbures thoraciques ont été divisées en cinq types (I à V), en fonction de l'amplitude, la forme et la flexibilité des courbures scoliotiques du patient.

À l'heure actuelle, la classification la plus utilisée est celle proposée par Lenke et al. (2001) qui distingue six catégories de classification des courbures scoliotiques sur la base de l'angle de Cobb ainsi que trois modificateurs lombaires et trois modificateurs sagittaux permettant de compléter la classification. Les modificateurs lombaires sont assignés sur la base de la CSVL, alors que la valeur des modificateurs sagittaux dépend de la courbure dans le plan sagittal (Figure 1-12).

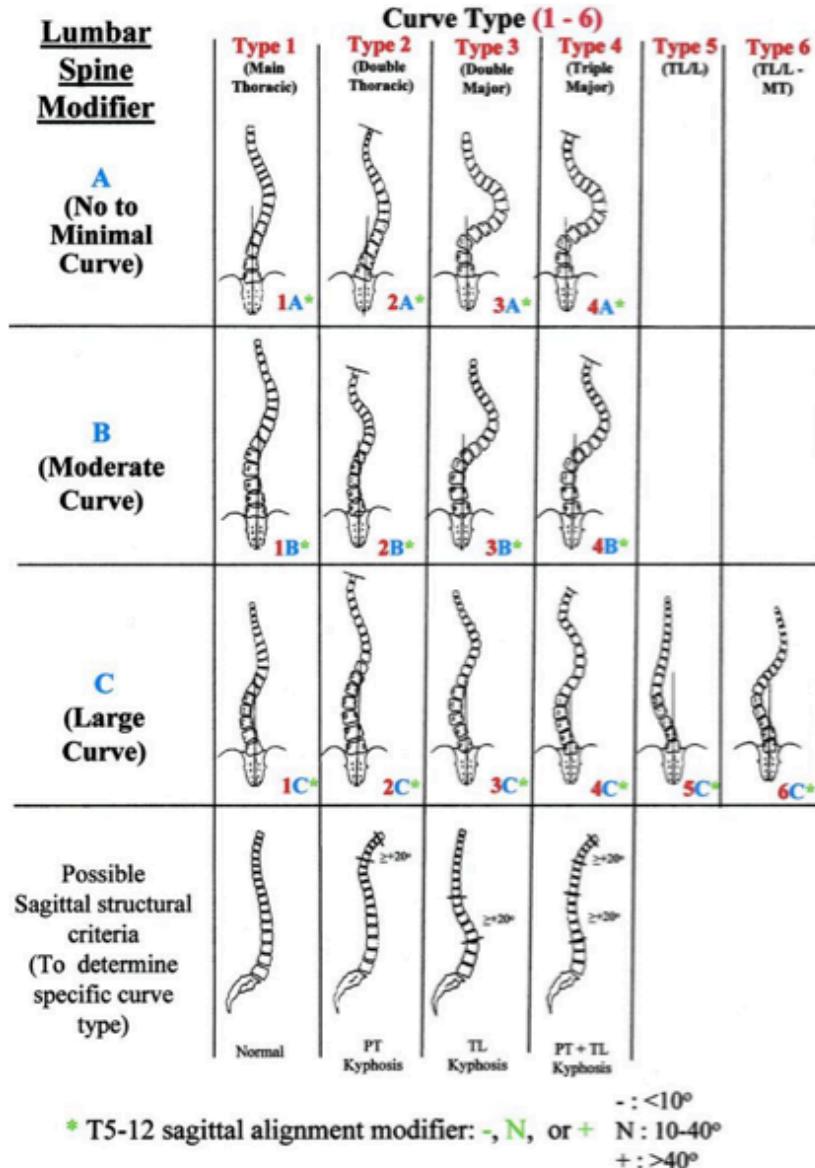


Figure 1-12 : Classification de Lenke (reproduit avec autorisation de Lenke, 2001)

1.2.4 Caractérisation tridimensionnelle des déformations scoliotiques

Au cours des dernières années, le caractère 3D de la scoliose est devenu de plus en plus important (Labelle et al., 2011), c'est pourquoi plusieurs techniques de reconstruction 3D du rachis ont été développées. Ceci permet d'avoir accès à des informations sur le plan transverse qui n'est normalement pas accessible sur les radiographies, ainsi qu'à des paramètres tridimensionnels permettant d'améliorer la qualité du diagnostic et la prise de décision pour les traitements

orthopédiques. La fiabilité des mesures cliniques à partir de modèles géométriques 3D pour l'évaluation de la SIA a déjà été démontrée par Labelle et al. (1995) et Sangole et al. (2009).

Le CT-scan et l'IRM peuvent être utilisés pour obtenir des images 3D, mais ces techniques comportent des inconvénients liés à la position allongée du patient qui implique un changement des courbures scoliotiques, aux radiations auxquelles le patient est soumis (pour le CT-scan) ainsi qu'à l'incompatibilité avec les instruments métalliques installés pendant la chirurgie ce qui en rend compliquée l'utilisation pour le suivi du patient après la chirurgie (Stokes et al., 2006). Toutefois, l'utilisation du CT-scan permet d'obtenir une meilleure précision pour l'évaluation d'indices dans le plan transverse, tels que la rotation axiale, par rapport aux mesures à partir des radiographies (Lam et al., 2008).

À ce jour, il existe plusieurs approches basées sur l'utilisation d'images radiographiques pour reconstruire en 3D les structures osseuses du tronc. Plusieurs techniques basées sur l'appariement de repères anatomiques stéréo-correspondants sur une paire de radiographies ont été mises en place, en utilisant l'algorithme « Direct Linear Transformation » (DLT) pour reconstruire en 3D la position d'un point anatomique identifié par un opérateur sur des radiographies frontales et latérales (Aubin et al., 1997; Dansereau et al., 1988). Des travaux plus récents ont proposé des techniques pour obtenir un autocalibrage des radiographies et faciliter l'utilisation en clinique des outils de reconstruction 3D (Cheriet et al., 2007; Kadoury et al., 2010). D'autres techniques ont été développées pour prendre en compte aussi des points non stéréo-correspondants (visibles seulement sur l'une des radiographies), ce qui permet d'augmenter le nombre de repères anatomiques utilisés (Mitton et al., 2000).

Un modèle géométrique 3D peut ensuite être obtenu à partir des repères anatomiques à l'aide d'une technique de krigeage dual qui consiste à déformer une vertèbre type issue d'une base de données pour la faire correspondre aux points anatomiques identifiés (Aubin et al., 1997).

Aujourd'hui, le système d'imagerie EOSTM (*Biospace Instruments*, France) est également disponible. Il s'agit d'un appareil auto-calibré permettant l'acquisition simultanée des radiographies de face et profil, en réduisant la dose de rayons X de 8 à 10 fois par rapport aux radiographies conventionnelles et de 100 fois par rapport à un système CT-scan, dans le cas d'une acquisition du patient complet debout (Dubousset et al., 2005). Humbert et al. (2009) ont proposé une technique de reconstruction 3D à partir de deux radiographies EOSTM qui est ici détaillée, car

elle a été utilisée dans le cadre de ce travail. Cette méthode prévoit deux étapes de reconstruction 3D :

- D'abord la position des centres des plateaux des deux vertèbres limites (T1 et L5), identifiés par un opérateur, est utilisée pour tracer une courbe passant par les barycentres des corps vertébraux. Cette courbe permet d'estimer des descripteurs permettant de définir 28 repères anatomiques : 10 points associés au corps vertébral sont estimés directement à partir de 8 dimensions associées au corps vertébral, alors que les 18 points restants (3 pour le corps vertébral, 8 pour les pédicules, 4 pour les facettes et 3 pour les apophyses) sont calculés par inférence statistique. Le krigage, une technique d'interpolation non linéaire, permet de déformer un modèle générique de vertèbre en utilisant les 28 points comme points de contrôle et d'obtenir un modèle géométrique personnalisé. Ce modèle est rétroprojeté sur les radiographies afin de permettre à l'opérateur de mieux évaluer la précision du modèle et d'apporter les modifications nécessaires afin d'améliorer le calcul des descripteurs et la position des repères qui sont directement utilisés pour le calcul des indices cliniques, tels que les points du plateau.
- Par la suite, le modèle pré-personnalisé est raffiné par l'opérateur qui peut modifier la position des points associés au corps vertébral, aux pédicules ainsi qu'aux arcs postérieurs (Figure 1-13).



(a)



(b)

Figure 1-13 : Reconstruction 3D à partir du système EOS : (a) interface du logiciel de reconstruction sterEOS (EOS imaging), (b) modèle 3D d'une vertèbre (avec les repères anatomiques)

Grâce aux modèles géométriques 3D du rachis, il est possible de calculer des indices cliniques additionnels qui peuvent être utiles pour la caractérisation d'un patient présentant une SIA, tels que le plan de courbure maximale passant par les centres des deux vertèbres limites et de la vertèbre apicale (end-apex-end (EAE) plane). La projection de ce plan en vue transversale permet d'en calculer l'angle par rapport au plan sagittal (Figure 1-14). Pour les patients asymptomatiques, cet angle est compris entre 0° et 10° , alors que pour les patients scoliotiques, cet angle s'écarte de plus en plus (Labelle et al., 2011; Parent et al., 2011)

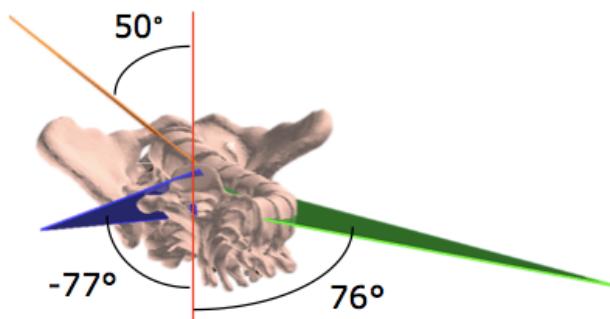


Figure 1-14 : Orientation des plans de courbure maximale par rapport au plan sagittal (vue de dessus)

1.3 Traitement de la SIA par chirurgie

La chirurgie d'instrumentation pour la correction de la scoliose est un traitement complexe et invasif nécessaire dans le cas de scolioses sévères ou de forte progression et d'un échec du traitement avec corset. Lors de l'intervention, les chirurgiens exécutent des manœuvres de dérotation, translation et compression/distraction de la colonne à l'aide de plusieurs types d'implants (tels que vis, crochets) installés sur des tiges métalliques (Aubin et al., 2008) (Figure 1-15). L'instrumentation chirurgicale vise à corriger les déformations scoliotiques en rééquilibrant l'axe du rachis et en améliorant l'apparence extérieure du tronc. La fusion osseuse des niveaux instrumentés permet de limiter la progression des déformations rachidiennes.

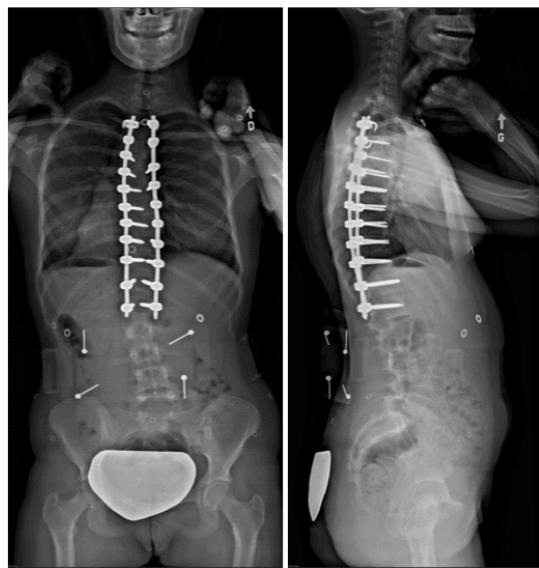


Figure 1-15 : Radiographies post-opératoires d'un patient scoliose suite à l'instrumentation du rachis (issue d'une banque d'images de l'auteur)

La chirurgie d'instrumentation est souvent pratiquée par voie postérieure en réalisant une incision au niveau du dos. Les techniques d'instrumentation ont largement évolué au cours des trente dernières années. Dans un premier temps, elles étaient basées sur la technique développée par Harrington (1973). Celle-ci a ensuite été remplacée par la technique développée par Cotrel et al. (1988) qui permettait d'améliorer la correction 3D en appliquant des manœuvres de rotation aux tiges. Au cours des dix dernières années, ces techniques ont été améliorées. Tout d'abord, de nouveaux types d'implants (vis multiaxiales de différents diamètres) ont été développés afin d'améliorer la correction 3D (Medtronic, 2004). De plus, la correction dans le plan transverse a été perfectionnée en introduisant une technique prévoyant la dérotation vertébrale directe (en anglais direct vertebral derotation (DVR)), qui consiste appliquer une rotation dans le plan axial à chaque vertèbre afin d'en corriger l'orientation (Chang et al., 2009)

Le champ visuel auquel le chirurgien a accès pendant ce type d'opérations est très restreint (Figure 1-16). En effet, l'incision pratiquée au niveau du dos permet d'exposer uniquement la partie postérieure des vertèbres, ce qui rend difficile le suivi du mouvement 3D des vertèbres pendant l'application des efforts mécaniques et l'installation des implants, ainsi que la quantification des déformations scoliotiques résiduelles (Mac-Thiong et al., 1999; Tjardes et al.,

2010). Or, la connaissance de ces informations permettrait d'évaluer le niveau de correction atteint à la suite des manœuvres chirurgicales pendant l'opération.

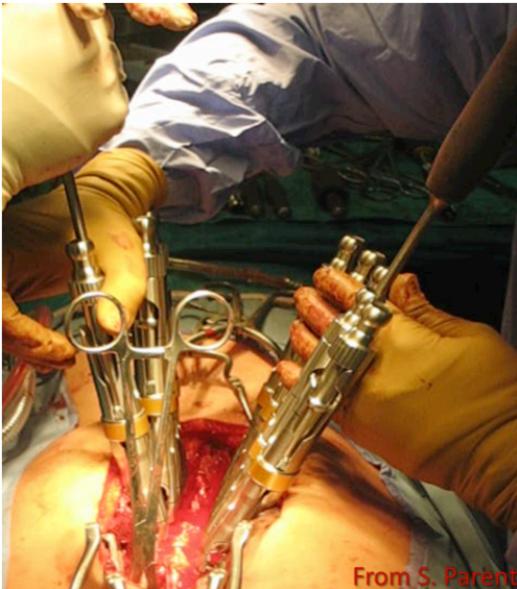


Figure 1-16 : Champ visuel pendant la chirurgie par approche postérieure

1.3.1 Simulation biomécanique préopératoire de l'instrumentation

Les modèles 3D précédemment présentés peuvent être exploités pour la planification chirurgicale et la compréhension biomécaniques des paramètres d'instrumentation. Plusieurs avancées ont été réalisées dans ces deux domaines au cours des vingt dernières années grâce à des approches numériques de modélisation par éléments finis et par multi-corps flexibles.

Les modèles par éléments finis permettent d'accéder aux informations sur les déformations et les contraintes mécaniques locales dans chaque élément du maillage. Ce type de modèle a été utilisé par Stokes et al. (1993) pour simuler une instrumentation de type Harrington ainsi que par Gardner-Morse et al. (1994), Le Borgne et al. (1999), Lafage et al. (2004) pour simuler une instrumentation Cotrel-Dubousset. Rohlmann et al. (2007) ont comparé l'effet de différents dispositifs sur la mobilité et les charges appliquées sur un segment du rachis. Lalonde et al. (2008) ont utilisé un modèle FEM pour modéliser la chirurgie correctrice par voie endoscopique

en utilisant des agrafes entre deux vertèbres successives. Driscoll et al. (2013) ont utilisé un modèle FEM simplifié pour la simulation de la manœuvre de « segmental translation ».

Dans l'approche multi-corps flexible, les vertèbres sont modélisées comme des corps rigides et reliées entre eux par des liaisons déformables. Aubin et al. (2003) et Desroches et al. (2007) ont utilisé ce type de modèle pour simuler respectivement une instrumentation de type Cotrel-Dubousset et une chirurgie avec approche antérieure. Ce même type de modèle a été utilisé pour étudier l'impact biomécanique de la densité des vis pédiculaires (Wang et al., 2012), pour optimiser la stratégie d'instrumentation selon un objectif de correction recherché (Majdouline et al., 2012), ainsi que pour analyser la correction atteinte à l'aide de la technique de « direct incremental segmental translation » (Wang et al., 2011).

Un simulateur de chirurgie avec une interface conviviale a été développé par Aubin et al. (2008) pour permettre aux chirurgiens de comparer avant l'opération plusieurs stratégies d'intervention afin d'identifier la stratégie optimale (Figure 1-17). Une étude sur 10 patients scoliotiques a montré que le simulateur est capable de reproduire l'angle de Cobb, la cyphose et la lordose avec une erreur moyenne inférieure à 5°. Par ailleurs, une simulation est achevée en moins de 5 secondes. Ce travail a démontré la faisabilité d'un simulateur des manœuvres chirurgicales comme instrument de prévision et de planification pour les chirurgiens.



Figure 1-17 : Interface graphique du simulateur de chirurgie S3

1.3.2 Gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur (GMCAO)

Les GMCAO rassemblent l'ensemble des techniques utilisées pour améliorer la visibilité du champ chirurgical ainsi que les systèmes robotiques employés dans la réalisation de certaines manœuvres chirurgicales (Nolte et al., 2004). Un système de GMCAO constitue un système de guidage et de navigation que le chirurgien peut utiliser pour s'orienter pendant la chirurgie, basé sur des techniques d'imagerie avancées, permettant de réduire le caractère invasif des chirurgies et d'améliorer la précision des manœuvres d'intervention en augmentant la visibilité du champ chirurgical (Kowal et al., 2007). C'est pourquoi les systèmes de GMCAO sont de plus en plus utilisés dans plusieurs domaines, tels que l'arthroplastie, la chirurgie de la scoliose et traumatologique (Manzotti et al., 2011; Tjardes et al., 2010; Weng et al., 2009). Il est possible d'identifier trois composantes principales définissant un système de GMCAO comme illustré en Figure 1-18:

- l'objet chirurgical, qui est la partie anatomique soumise à la chirurgie, identifié par un référentiel dynamique (en anglais, dynamic reference array (DRA)) permettant de définir sa position dans l'espace;
- l'objet virtuel, qui est la représentation virtuelle de l'objet chirurgical. La représentation communément utilisée est basée sur des coupes de type CT-scan, dont le chirurgien peut changer le plan de vue selon la nécessité. Par ailleurs, des modèles surfaciques et volumiques peuvent être utilisés, mais ceux-ci sont actuellement moins diffusés;
- le navigateur, qui définit le système de coordonnées dans lequel on exprime la position à la fois de l'objet virtuel et des autres instruments chirurgicaux.

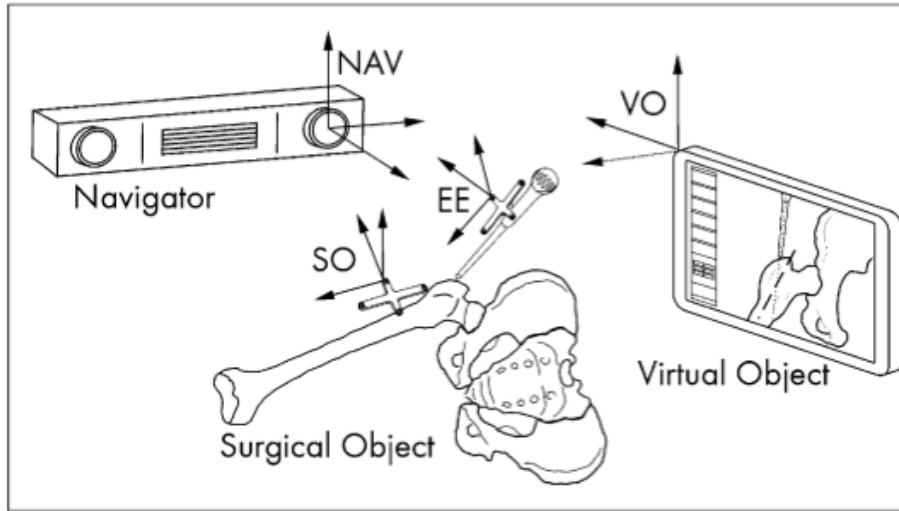


Figure 1-18 : Composants principaux d'un système de GMCAO avec la représentation des systèmes de coordonnées locaux (reproduit avec autorisation de Nolte, 2004)

1.3.2.1 Représentation de l'anatomie du patient

Plusieurs techniques d'imagerie peuvent être utilisées pour l'acquisition de la structure anatomique d'intérêt (l'objet chirurgical) afin d'en obtenir une représentation virtuelle. Dans les systèmes de GMCAO de première génération, la source d'information privilégiée pour obtenir l'objet virtuel est constituée d'images médicales préopératoires (CT-scan, IRM, radiographies). Dans ce cas, un processus de recalage est nécessaire afin de définir le positionnement de l'image préopératoire pendant la chirurgie. Une alternative est l'utilisation d'appareils fluoroscopiques 2D ou 3D intraopératoires, ce qui permet de déterminer automatiquement la position intraopératoire des structures anatomiques, sans passer par le recalage (Kowal et al., 2007).

GMCAO basée sur le CT-scan

Le CT-scan est un appareil d'imagerie permettant d'obtenir des images 3D avec une résolution pour l'os de 200 à 500 µm (Burghardt et al., 2011). Il présente donc un avantage par rapport aux radiographies (bidimensionnelles) pour la navigation des chirurgies orthopédiques. Son utilisation en salle de chirurgie est cependant compliquée à cause de ses dimensions. L'os étant un corps rigide, on peut pallier à ce problème et utilisant les images acquises avec le CT-scan avant la chirurgie pour mettre à jour en intraopératoire la géométrie du patient ainsi que le planning chirurgical, simulés sur les images CT. Ceci permet d'améliorer la visualisation du champ

opératoire et des manœuvres d'intervention (Jaramaz et al., 2004). Une étape fondamentale comporte donc l'identification de la position de l'objet anatomique par rapport aux images préopératoires. Pour ce faire, différents systèmes de suivi peuvent être utilisés (Section 1.3.2.2). Par ailleurs les instruments chirurgicaux sont repérés grâce à des marqueurs, normalement optiques ou électromagnétiques, installés sur les instruments eux-mêmes. Ceci permet d'en exprimer la position dans le même système de référence que celui des images et de les visualiser avec l'anatomie du patient (Figure 1-19).

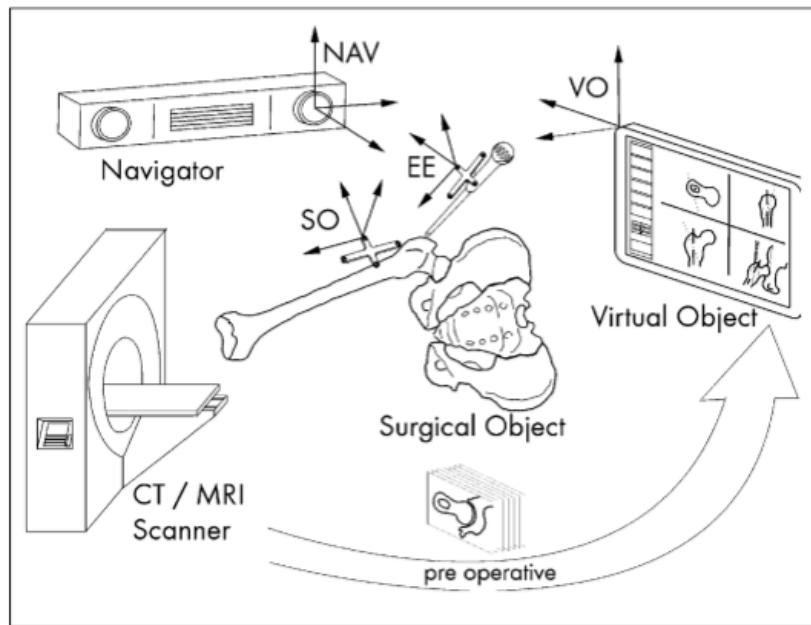


Figure 1-19 : Configuration d'un système de navigation CT : composants de base et leur système de coordonnées local associé. La représentation virtuelle de l'objet « surgical objet » est générée à partir d'une série d'images CT acquises en préopératoire (reproduit avec autorisation de Nolte, 2004)

Cette technologie a subi un grand développement dans le cadre de l'installation de prothèses de la hanche et du genou, en permettant la visualisation des implants mais aussi une navigation avancée basée sur la modification des images pour montrer les coupes de l'os (Nolte et al., 2004).

Plusieurs études ont montré un grand intérêt pour l'application de ce type de système pour l'insertion des vis pédiculaires pour la chirurgie du rachis lombaire et pour tout le rachis par la suite : Merloz et al. (1997) sont parmi les premiers à avoir montré la fiabilité des systèmes de navigation basés sur la mise à jour du planning d'insertion des vis simulé sur les images CT-scan

préopératoires. Une étude prospective conduite par Gelalis et al. (2012) a montré que la navigation avec les images CT-scan peut augmenter significativement le pourcentage de vis correctement placées dans le pédicule en réduisant le risque de lésion neurovasculaire. En effet, la projection dans les plans frontal, latéral et axial permet de visualiser les déformations vertébrales ainsi que la trajectoire d'insertion des vis sur les images. Cependant, Holly et al. (2007) ont mis en évidence certains désavantages liés à l'utilisation de cette technologie pour la chirurgie de la scoliose. Tout d'abord, l'acquisition des images CT augmente les coûts liés à ce type de chirurgie ainsi que l'exposition du patient aux rayons X. Il s'agit en fait d'une acquisition d'images, en plus des radiographies nécessaires afin d'évaluer la sévérité de la scoliose. De plus, l'identification de points anatomiques ou l'installation de marqueurs (par exemple optiques) pendant la chirurgie en augmentent la durée. Par ailleurs, cette identification de points rend difficile l'utilisation des systèmes basés sur le CT-scan pour les chirurgies mini-invasives.

GMCAO basés sur les systèmes fluoroscopiques

Les systèmes fluoroscopiques intraopératoires constituent une alternative au CT-scan dans le cadre des GMCAO. Ces systèmes permettent de simplifier les techniques de navigation grâce à l'élimination de l'étape de mise à jour des images, nécessaire dans le cas du CT-scan. La présence d'un DRA attaché sur l'anatomie du patient, ainsi que de marqueurs actifs ou passifs pour reconnaître la position de l'appareil d'imagerie et des instruments chirurgicaux, permet au navigateur de définir automatiquement les transformations spatiales nécessaires afin d'exprimer tous les éléments dans le même système de référence (Hebecker, 2004). Après l'acquisition des images, l'appareil d'imagerie peut être déplacé en laissant plus de place pour les manœuvres chirurgicales, tout en permettant de continuer la navigation intraopératoire des images acquises précédemment (Figure 1-20). Les systèmes fluoroscopiques peuvent utiliser à la fois des appareils d'imagerie 2D et 3D.

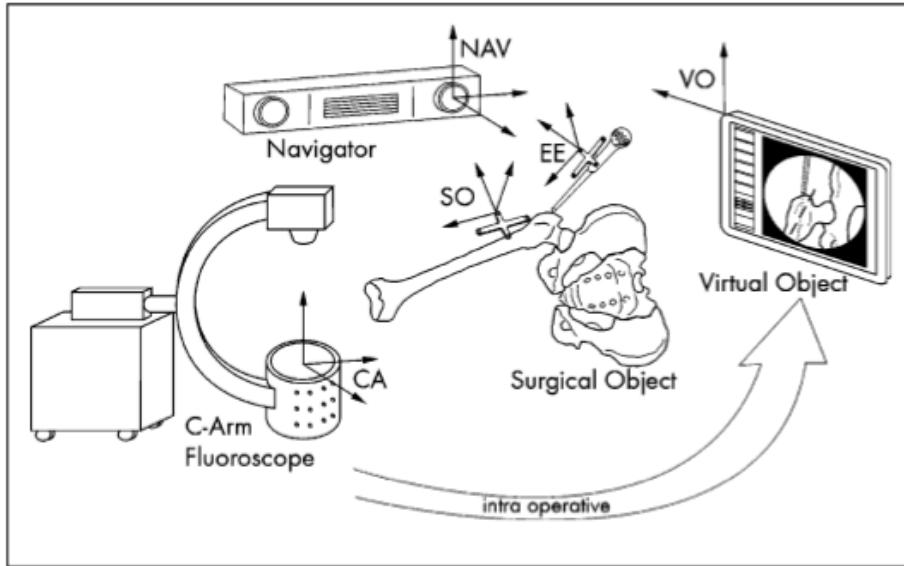


Figure 1-20 : Configuration d'un système de navigation basé sur des images fluoroscopiques composants de base et leur système de coordonnées local associé. La représentation virtuelle de l'objet « surgical objet » est générée à partir d'images acquises en intraopératoire à l'aide du C-arm (reproduit avec autorisation de Nolte, 2004)

Les systèmes fluoroscopiques 2D (C-arm) permettent d'obtenir des images intraopératoires selon 2 plans, ce qui constitue un avantage par rapport à la fluoroscopie standard qui ne permet l'accès qu'à un plan à la fois. Cependant, ces systèmes ne permettent pas d'accéder au plan transverse, ce qui est limitant dans le cas d'interventions où le plan axial joue un rôle fonctionnel important, tels que la chirurgie de la scoliose. Cependant, le C-arm a déjà été utilisé dans la chirurgie mini-invasive pour l'insertion des vis lombaires percutanées (Holly et al., 2007). Bien que les C-arm aient constitué un premier pas vers l'utilisation de la technologie fluoroscopique pour des systèmes intraopératoires, ils présentent des problèmes liés à la distorsion des images due à la projection dans deux plans lors du changement de la position spatiale de l'ouverture en forme de C.

Le premier système 3D développé est un isocentric C-arm capable d'enregistrer plusieurs images successives pendant une rotation de 190°, ce qui est suffisant pour obtenir une reconstruction 3D, avec une durée d'acquisition d'environ 2 minutes pour 100 images (Nolte et al., 2004). Récemment, un nouvel appareil d'imagerie, l'O-Arm®, a été mis au point pour obtenir des images fluoroscopiques 2D standard ainsi que des images 3D, grâce à une rotation de 360° de l'arceau télescopique (Figure 1-21.a). Les images de l'O-Arm® sont caractérisées par une meilleure

résolution, en particulier après des procédures d'instrumentation avec des composants métalliques, tels que les vis pédiculaires, et il est donc possible de l'utiliser pour contrôler l'emplacement des implants. Bien que toujours importante, l'exposition fluoroscopique est réduite par rapport aux autres systèmes (Tjardes et al., 2010). La dimension du détecteur (d'une longueur de 15 cm), assure de scanner plusieurs vertèbres en même temps en permettant de visualiser la forme et les déformations d'un segment du rachis (Medtronic, 2013). Ces deux systèmes 3D permettent, comme le CT-scan, d'avoir accès aux informations relatives au plan transverse, ce qui a une importance pour les chirurgies de la scolioses pour la définition de la trajectoire d'insertion des vis (Figure 1-21.b) et pour une visualisation complète de l'anatomie dans les interventions mini-invasives (Gonschorek et al., 2011; Holly et al., 2007). Deux études prospectives conduites par Larson et al. (2012) et Silbermann et al. (2011) ont montré que l'insertion de vis pédiculaires guidées avec l'O-Arm® permet d'atteindre une précision dans le placement supérieure à 96%.

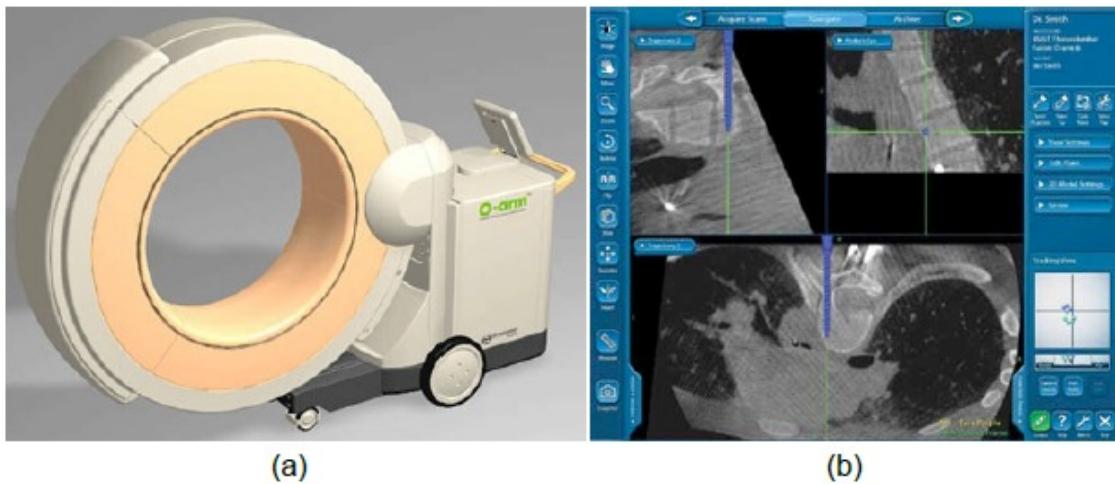


Figure 1-21 : (a) système d'imagerie fluoroscopique 2D/3D O-Arm, (b) interface du navigateur intégré à l'O-arm

1.3.2.2 Systèmes de suivi intraopératoires

Les systèmes de suivi constituent un composant fondamental dans un système de GMCAO pour identifier la position et l'orientation des instruments chirurgicaux, des points 3D sélectionnés sur l'anatomie du patient, de structures anatomiques ainsi que des appareils d'imagerie par rapport au système de référence du navigateur. Ces types de système font partie des systèmes de navigation

passive, qui se limitent à relever les informations spatiales sur les objets dans le champ chirurgical, mais qui n'effectuent aucune action. Les systèmes de navigation active (robotique) ne sont pas traités dans ce mémoire, car ils ne présentent pas d'intérêt pour la problématique traitée ici.

Systèmes de navigation passive

Les systèmes passifs utilisent des localisateurs pour définir la position et l'orientation des objets en temps réel et font référence à différents principes physiques :

- les **bras mécaniques** à 6 degrés de liberté constituent la première classe de localisateurs 3D. Ils permettent d'identifier la position d'un point dans l'espace à l'aide d'un palpeur, à partir de la position des codeurs des axes de mouvement du bras. Ils peuvent atteindre une précision de 0.1 mm à 1 mm mais celle-ci peut descendre jusqu'à 3 mm en cas de légère détérioration du bras (Lavallée et al., 1997). Le principal désavantage de ces systèmes est la possibilité d'identifier un seul objet à la fois et l'obstruction du champ chirurgical. Cependant, ils peuvent être très utiles pour fixer la position d'un outil dans l'espace. Glossop et al. (1997) ont proposé l'utilisation d'un système mécanique afin de suivre les mouvements des vertèbres au cours de la chirurgie et ils ont montré leur capacité à relever à la fois le mouvement dû à la respiration (1.3 mm) et les mouvements induits par les manœuvres d'instrumentation (jusqu'à 12.3 mm).
- les **localisateurs optiques** sont actuellement les plus répandus. Ils utilisent le rayonnement infrarouge provenant des marqueurs positionnés sur les objets suivis, soit par émission active, soit par réflexion passive. Pour repérer un instrument chirurgical, il est muni d'un minimum de trois marqueurs non colinéaires permettant de définir un système de référence local (T-cos). Un nombre plus élevé de marqueurs peut améliorer la précision de la navigation et permettre de définir des configurations différentes utiles pour distinguer les différents instruments utilisés. À l'aide de caméras optoélectroniques, le rayonnement réfléchi ou émis par les marqueurs est détecté et cette information est utilisée pour calculer la transformation spatiale nécessaire afin d'exprimer chaque repère local dans le système global de la caméra (C-cos). De la même manière, un repère local des structures anatomiques du patient (A-cos) est identifié à l'aide d'un DRA connecté rigidement à l'os, muni de marqueurs optiques relevés par la caméra (Kowal et al., 2007).

Afin d'assurer le bon fonctionnement de ces systèmes, il est nécessaire que la caméra puisse voir les marqueurs optiques tout au long de la navigation. Elfring et al. (2010) ont montré que la précision dans l'identification des points est d'environ 0.6 mm avec des marqueurs passifs, et inférieure à 0.2 mm pour les marqueurs actifs. Les senseurs optiques sont les plus répandus dans la chirurgie de la scoliose : Ghanem et al. (1997) les ont utilisés pour étudier la translation et la rotation des vertèbres à la suite des manœuvres de dérotation selon la technique de Cotrel-Dubousset. Lavallée et al. (1995a) ont combiné l'information des images CT préopératoires et d'un marqueur optique pour définir une trajectoire précise pour l'insertion des vis pédiculaires. Nolte et al. (1995) ont utilisé un capteur optique pour identifier sur les vertèbres 4 à 6 points anatomiques nécessaires pour la mise à jour d'images CT ou IRM préopératoires. Cependant, ils ont également souligné que de grosses imprécisions dans l'identification des points rendent parfois nécessaire l'acquisition d'un nombre de points plus élevé, jusqu'à 20-40. Duong et al. (2009) ont utilisé 10 marqueurs optiques fixés sur la surface externe du tronc pour évaluer la correction des déformations externes pendant la chirurgie. Merloz et al. (2007) ont montré que l'utilisation d'instruments chirurgicaux munis de marqueurs optiques associés à un système fluoroscopique permet d'améliorer la précision de l'insertion des vis en réduisant le pourcentage de pénétration du cortex.

- les **localisateurs à ultrasons** utilisent comme source d'information la durée de parcours d'un signal ultrasonique. En considérant que la vitesse de déplacement des ultrasons dans l'air est connue, il est possible de calculer la distance entre un émetteur et un récepteur. Un minimum de trois émetteurs disposés sur un objet selon une configuration connue permet de calculer le système de référence local de l'objet ainsi que la transformation vers le système global. Ces systèmes nécessitent également d'assurer que les récepteurs voient les émetteurs pendant la navigation. Une faible précision liée aux changements de température, aux déplacements et aux inhomogénéités de l'air, ainsi qu'à la complexité de la procédure de calibration limite l'utilisation de ces systèmes pour les GMCAO (Kowal et al., 2007). Dans le cadre des chirurgies de la scolioses, ce type de systèmes de suivi a été proposé par Yan et al. (2011) pour la mise à jour des images CT-scan préopératoires à partir de la surface vertébrale postérieure ainsi que par Ungi et al. (2012) pour l'infiltration des facettes.

- les **localisateurs électromagnétiques** utilisent un générateur de champ magnétique et des bobines associées aux objets chirurgicaux, capables de détecter la présence du champ. La mesure des interférences entre les bobines et les champs permet de déterminer la position spatiale des instruments chirurgicaux ou du patient. Ces systèmes ont une précision comparable à celle des systèmes optiques. De plus, ils ne nécessitent pas d'assurer un lien visuel entre l'émetteur et le détecteur étant donné que le champ magnétique n'interfère pas avec l'os ni avec les tissus biologiques (Kowal et al., 2007; Lavallée et al., 1997). Cependant, le signal est influencé par la présence d'éléments métalliques, et ceci en limite donc l'utilisation pour les GMCAO. Des localisateurs électromagnétiques ont été utilisés dans le traitement de la scoliose pour l'infiltration des facettes et des disques intervertébraux (Bruners et al., 2009). Amiot et al. (1995) ont utilisé une sonde magnétique pour calculer en intraopératoire la position des pédicules ainsi que du trou pour l'insertion des vis pédiculaires. Cependant, une étude de comparaison entre différents systèmes de suivi pour la chirurgie de la scoliose a montré que ce type de numériseurs comporte une précision inférieure à celle du bras mécanique (Mac-Thiong et al., 1999).

Les systèmes de suivi présentés ici n'ont pas permis d'avancées majeures dans le cadre de la chirurgie de la scoliose lors des dix dernières années, c'est pourquoi les références fournies ici sont principalement datées de la fin des années 1990 et du début des années 2000.

1.4 Les techniques de recalage

Le recalage se définit comme l'ensemble des algorithmes utilisés pour calculer la transformation permettant de retrouver la position d'un objet dans une autre vue ainsi que dans un autre instant temporel. La résolution de ce type de problème a une importance fondamentale dans plusieurs applications biomédicales dont les gestes medico-chirurgicaux assistés par ordinateur. L'objet à recaler peut être constitué d'images médicales 2D ou 3D (CT-scan, IRM, radiographies, etc.), par des marqueurs identifiés à l'aide de senseurs ou par des modèles géométriques 2D ou 3D associés à la structure anatomique d'intérêt (Oliveira et al., 2012). Le recalage est dit monomodal lorsque les deux objets à recaler proviennent de la même source d'information, sinon il est dit multimodal.

De manière générale, le recalage entre deux objets comporte plusieurs étapes :

- définition de la transformation géométrique permettant de passer d'un objet à l'autre;
- définition de la fonction de coût estimant les différences où les similarités des objets;
- calcul des paramètres de transformation optimaux pour minimiser (ou maximiser) la fonction de coût;
- validation des paramètres calculés.

Dans le cas de l'assistance à la chirurgie d'instrumentation pour la correction de la scoliose, le problème de recalage consiste à identifier les paramètres de transformation spatiale permettant d'exprimer le modèle d'une vertèbre construit en préopératoire dans un système de coordonnées intraopératoire à partir des données acquises pendant la chirurgie.

Selon la notation introduite par Markelj et al. (2012) on définit par x_A^{3D} , x_B^{3D} et $x_{B_j}^{2D}$ les points appartenant respectivement aux données préopératoires 3D A (obtenues par CT-scan, IRM), aux données intraopératoires 3D B , et aux données intraopératoires 2D B_j (obtenues à partir des radiographies). Le recalage vise à identifier la transformation T permettant d'aligner au mieux $A(x_A^{3D})$ avec $B(x_B^{3D})$:

$$T: A^T(x_A^{3D}) \Leftrightarrow B(x_B^{3D}) \quad (1-1)$$

La transformation T dépend de la méthode de recalage choisie. Dans le cadre des techniques de mise à jour des vertèbres, les vertèbres étant des structures osseuses, la plupart des travaux dans la littérature considèrent une transformation rigide préservant la même taille et la même forme (Lavallée et al., 1997). Les transformations élastiques sont plutôt utilisées dans les cas de déformations variant avec le temps (comme le battement du cœur ou la progression d'une tumeur) ainsi que la mise en correspondance d'un atlas de référence avec la géométrie spécifique du patient (Maintz et al., 1998).

Il est ensuite possible de distinguer les transformations locales, utilisant l'information provenant d'une seule partie de l'image, et les transformations globales. Dans le cadre des techniques de mise à jour des vertèbres, plusieurs travaux proposent l'utilisation d'une transformation locale (Mac-Thiong et al., 1999; Yan et al., 2011). Ce choix découle de la difficulté d'avoir accès aux données intraopératoires sur la vertèbre en entier, en considérant que seule la partie postérieure est exposée. Cependant, ce type de transformation est plus sensible aux bruits des données

utilisées donc ceci peut représenter une limite dans le cas où le modèle préopératoire est construit à partir des radiographies, puisque les erreurs sur les parties postérieures de la vertèbre sont plus grandes que celles associées au corps vertébral et aux pédicules (Humbert, 2008). D'autres travaux dans la littérature ont proposé d'utiliser une transformation globale, par exemple pour recalier deux vertèbres reconstruites à partir de CT-scan/IRM préopératoires et des radiographies intraopératoires (Lavallée et al., 1995b; Weese et al., 1997).

Markelj et al. (2012) ont proposé une classification des techniques de recalage des structures anatomiques selon les attributs choisis pour obtenir l'alignement des données pré- et intraopératoires : attributs géométriques, attributs basés sur l'intensité et attributs basés sur le gradient.

Dans le cas le plus simple, les attributs géométriques considérés sont des points dont la correspondance est connue. Ceci permet d'obtenir une formulation simple de la fonction de coût (1-2) qui peut être minimisée en utilisant une méthode directe, telle que la décomposition en valeurs singulières (SVD) où la méthode Procruste (Challis, 1995; Hill et al., 2001) :

$$D(\mathbf{T}) = \sum_{i=1}^N w_i \|B(x_B^{3D}) - \mathbf{T}(A(x_A^{3D}))\|^2 \quad (1-2)$$

où N est le nombre des points correspondants et w_i un poids qui peut être assigné à chaque point sur la base de l'erreur estimée pour l'identifier.

Une alternative consiste à utiliser des attributs géométriques basés sur l'information de surface. Dans ce cas, la correspondance entre les points à recalier n'est pas définie, et il est donc nécessaire d'introduire un critère permettant de définir cette correspondance. Une méthode communément utilisée est l'*iterative closest point* (ICP) (Besl et al., 1992), permettant de définir la correspondance entre les points à recalier sur la base du critère du plus proche voisin. Dans ce cas, la minimisation de la fonction de coût peut être effectuée à l'aide d'un des algorithmes directs présentés, mais des méthodes non-linéaires, telles que l'algorithme de Levenberg-Marquardt (Moré, 1978) (Annexe 1), peuvent réduire significativement le temps de calcul. Cependant, la convergence de l'algorithme d'optimisation peut être compromise par une mauvaise estimation de la position de départ entre les deux surfaces à recalier, c'est pourquoi certains auteurs ont

suggéré une initialisation manuelle par un opérateur ou une initialisation automatique (basée par exemple sur le calcul des axes principaux) (Muratore et al., 2002; Oliveira et al., 2012)

Les méthodes de recalage utilisant les attributs basés sur l'intensité ou basés sur le gradient prennent en compte respectivement la similarité des valeurs associées aux pixels/voxels des images pré- et intra-opératoires ou la similarité de la direction des gradients calculés pour les surfaces associées aux structures anatomiques.

Dans le cadre des techniques de mise à jour des vertèbres, l'utilisation de critères de différence, basés sur la distance entre points, lignes, courbes ou surfaces, est plus répandue. Plusieurs travaux se basent sur l'identification de repères vertébraux correspondants sur la vertèbre pré- et intra-opératoire par un opérateur ou grâce à l'utilisation de marqueurs fixés sur l'anatomie du patient (Cartiaux et al., 2012; Ghanem et al., 1997; Glossop et al., 1997). D'autres travaux dans la littérature proposent un recalage à partir de la surface (ou portions de surface) des vertèbres pré- et intra-opératoires (Mac-Thiong et al., 1999; Yan et al., 2011). Certains autres auteurs ont ainsi proposé de se baser sur la similarité du gradient pour recaler des images de vertèbres scannées avec CT-scan/IRM avec les vertèbres radiographiées (Tomazevic et al., 2003).

La validation du résultat de recalage comporte plusieurs difficultés liées à la fois à la méthode de validation et aux critères à utiliser pour évaluer la précision à cause de la difficulté de définir une base de référence (« ground truth »). Dans le cadre de la chirurgie pour la correction de la scoliose, les travaux dans la littérature proposent une validation basée sur l'utilisation de marqueurs externes (Muratore et al., 2002), l'utilisation d'un fantôme synthétique ou os cadavérique (Bruners et al., 2009; Mac-Thiong et al., 1999; Yan et al., 2011) ou de simulateurs d'images pour générer un modèle de contrôle (Kadoury et al., 2009; Lavallée et al., 1997). Un autre paramètre utilisé est la mesure de DICE qui quantifie la superposition entre les vertèbres à recaler (Kadoury et al., 2009). La variété des critères utilisés pour la validation rend compliquée la comparaison des algorithmes actuellement existants en termes de temps de calcul ou de robustesse.

CHAPITRE 2 RATIONNELLE ET OBJECTIFS DU PROJET

En résumé, la revue de la littérature a permis d'identifier les éléments clés suivants justifiant la réalisation du projet de maîtrise:

- Les cas de scoliose sévère (angle de Cobb > 40°) nécessitent un traitement chirurgical complexe et invasif. Il est difficile d'évaluer la position des vertèbres ainsi que le changement de forme de la colonne vertébrale durant une chirurgie d'instrumentation étant donné que seule la partie postérieure des vertèbres est exposée. Il est important de pouvoir quantifier la forme intraopératoire du rachis, car ceci permettrait de mieux valider la correction atteinte par rapport aux objectifs initiaux.
- Les images radiographiques habituellement acquises en préopératoire en position debout ne permettent pas d'apprécier la tridimensionnalité du rachis lors de l'opération étant donné qu'elles constituent une projection 2D de la colonne vertébrale sur deux plans.
- Les modèles 3D préopératoires construits à partir des radiographies ne permettent pas de quantifier la forme intraopératoire du rachis étant donné que la position allongée intraopératoire, l'exposition chirurgicale et l'anesthésie induisent un changement de position des vertèbres par rapport à la position debout préopératoire.
- Aucun système ne permet de mesurer automatiquement les indices cliniques pertinents pour l'évaluation de la scoliose pendant la chirurgie. Les systèmes d'imagerie disponibles en salle de chirurgie fournissent seulement une information visuelle et ne permettent pas d'obtenir des informations quantitatives sur la correction atteinte à la suite des manœuvres chirurgicales. Les systèmes de suivi intraopératoires ont été utilisés pour détecter les changements de forme du rachis mais ils nécessitent l'installation de marqueurs ou l'identification manuelle de repères anatomiques sur les vertèbres.

L'analyse des points précédents permet de dégager la question de recherche suivante :

« Comment peut-on exploiter les techniques utilisées dans le cadre des gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur pour quantifier les changements de forme de la colonne vertébrale et les mouvements des vertèbres de façon automatique pendant la chirurgie d'instrumentation pour la correction de la scoliose? »

Afin de répondre à cette question de recherche, les objectifs suivants ont été formulés:

Objectif général

Développer une nouvelle méthode de mesure permettant de quantifier de façon automatique les déformations scoliotiques du rachis pendant la chirurgie d'instrumentation afin de fournir au chirurgien des données exploitable pour évaluer le niveau de correction.

Objectifs spécifiques

- O1. Évaluer la faisabilité de modéliser la colonne vertébrale par recalage entre un modèle géométrique préopératoire réalisé à partir de deux radiographies et les images fluoroscopiques 3D intraopératoires.
- O2. Valider le calcul des déformations scoliotiques avec la méthode développée dans le 1^{er} objectif.

Ce projet visera donc à vérifier l'hypothèse scientifique suivante :

La méthode de mesure développée permet d'évaluer la correction de la colonne vertébrale pendant la chirurgie à $\pm 5^\circ$ d'angle de Cobb. Les autres déformations scoliotiques sont mesurées avec une exactitude comparable avec celle des mesures préopératoires (i.e. 5° pour les mesures angulaires et 3.5 mm pour les mesures linaires).

La réalisation des objectifs de ce projet de recherche est présentée au chapitre suivant par l'intermédiaire d'un article scientifique. L'article résume les algorithmes développés pour le calcul des déformations scoliotiques intraopératoires et la validation des résultats. Le chapitre 4 présente des résultats qui complètent la validation de la méthode développée, ainsi que des outils complémentaires développés dans le cadre de ce projet. Une discussion générale, une conclusion et des recommandations complètent ce mémoire de maîtrise.

CHAPITRE 3 MÉTHODE DE MESURE AUTOMATIQUE INTRAOPÉRATOIRE DES DÉFORMATIONS SCOLIOTIQUES

3.1 Présentation de l'article

L'article porte sur la description et la validation de la méthode développée pour la mesure intraopératoire des déformations scoliotiques. Une méthode de mesure basée sur la mise à jour d'un modèle géométrique préopératoire muni des repères vertébraux anatomiques à partir d'images fluoroscopiques 3D intraopératoires a été développée. Un algorithme de recalage a été mis en place en prenant en compte les données suivantes :

- Modèle préopératoire : constitué de l'ensemble des points 3D de la surface obtenue par krigage à partir de 28 repères identifiés pour chaque vertèbre sur les deux radiographies biplanaires du patient en position debout;
- Données intraopératoires : constituées de l'ensemble des points 3D issus de la segmentation du contour de la vertèbre sur chaque coupe des images fluoroscopiques 3D intraopératoires.

La méthode de mesure des déformations scoliotiques a été validée sur un modèle synthétique de rachis. Par la suite, une étude de sensibilité sur des modèles de vertèbres numériques a permis d'analyser la robustesse de l'algorithme de recalage à des bruits sur les données préopératoires et intraopératoires.

L'Annexe 1, présentant la méthode d'optimisation Levenberg-Marquardt utilisée dans le cadre de ce travail, complète les aspects méthodologiques présentés dans l'article.

Cet article est intitulé: « Automatic Intraoperative measurements of scoliotic deformities », et a été soumis pour publication à la revue « Medical & Biological Engineering & Computing » au mois de Novembre 2013. Le premier auteur a contribué à environ 80% de la rédaction de l'article.

3.2 Article scientifique : Automatic intraoperative measurement of scoliotic deformities

Submitted to *Medical & Biological Engineering & Computing*

Marina D'Ercole B.Eng^{1,2}, Edouard Auvinet Ph.D.^{1,2}, Olivier Cartiaux Ph.D.^{1,2,3}, Carl-Eric Aubin Ph.D., P.Eng.^{1,2}

1. École Polytechnique de Montréal,
Department of Mechanical Engineering
P.O. Box 6079, Downtown Station,
Montreal (Quebec)
H3C 3A7 CANADA
2. Research Center, Sainte-Justine University Hospital Center
3175, Cote Sainte-Catherine Road
Montreal (Quebec)
H3T 1C5 CANADA
3. Université catholique de Louvain (UCL)
Institut de recherche expérimentale et clinique (IREC)
Computer Assisted and Robotic Surgery (CARS)
Avenue Mounier 53 bte B1.53.07, 1200 Brussels, BELGIUM

Address for notification, correspondence and reprints:

Carl-Éric Aubin, Ph.D., P.Eng.
Full Professor
NSERC/Medtronic Industrial Research Chair in Spine Biomechanics
Polytechnique Montreal, Department of Mechanical Engineering
P.O. Box 6079, Downtown Station, Montreal (Quebec), H3C 3A7 CANADA
E-mail: carl-eric.aubin@polymtl.ca
Phone: 1 (514) 340-4711 ext. 2836; FAX: 1 (514) 340-5867

3.2.1 Abstract

During a scoliosis instrumentation surgery, the surgeon has access to a narrow field of view to execute the correction maneuvers and residual spinal deformities are difficult to fully assess without imaging technologies and manual measurements. The objective was to develop an automatic measurement method of spinal deformities during an instrumentation surgery. Preoperatively, a 3D geometric model of the spine, including vertebral landmarks, is reconstructed using standing calibrated biplanar radiographs. Intraoperatively, using 2D/3D fluoroscopic images, a registration algorithm updates the position of vertebral landmarks, which can be used to automatically recompute the clinical indices relevant for the assessment of scoliotic deformities. This method was tested using a synthetic model of a scoliotic spine. Updated vertebral landmarks enabled the automatic computation of Cobb angles with an error below 1.8° . Errors on other angular indices in the coronal and sagittal planes were below 4.6° , and below 5.2° in the transverse plane. Errors on linear measurements were below 2.7 mm. A sensitivity analysis on computerized vertebral models with simulated noises on input data revealed a maximum average error below 3° . This study revealed the feasibility and clinical relevance of a tool that could be used intraoperatively for the quantitative 3D assistance of scoliosis surgeries.

Keywords: *Scoliosis surgery, 3D registration, spinal deformities, automatic measurement*

3.2.2 Introduction

Scoliosis is a complex three-dimensional (3D) deformity of the spine. Severe cases (Cobb angle $>40^\circ$) are usually treated by surgical instrumentation to realign the spine in the coronal plane, reduce the rotation in the transverse plane and achieve an adequate balance in the sagittal plane. The most common surgical procedure involves a combination of rotation, translation, compression and distraction of the vertebrae using different implants (screws, hooks) attached to bilateral rods. During surgery using a posterior approach, only the posterior elements of the vertebrae are exposed and the surgeon has access to a limited field of view, partially obstructed by the instrumentation and surgical tools. Therefore, it is difficult to track the 3D motion of each vertebra and quantify the correction induced by the instrumentation maneuvers in the three anatomical planes [21].

Radiographs are routinely acquired preoperatively in the standing position to assess the deformity and plan the surgical procedure. However, these images are 2D projection of the 3D deformities. Moreover, these data are not entirely usable intraoperatively to assess the actual 3D position and orientation of the vertebrae because of the modification of the spinal shape due to the patient prone positioning and anesthesia. For instance, the coronal deformity is documented to be reduced by 37%, on average, between the preoperative standing position and the intraoperative prone position [8]. Intraoperative imaging systems (fluoroscope, CT-scan, radiographs) facilitate the sight of the anatomical structures [16], but can be limited to a small field of view. Intraoperative navigation systems enable to localize the vertebrae and track the 3D motion of the surgical tools in relation to the spine [19,27]. However, the systems presented above do not enable the automatically computation of relevant clinical indices in 2D and 3D and the quantitative assessment of the correction. Several intraoperative tracking systems (optoelectronic, magnetic, ultrasound, radiographic, mechanical arm) [5,7,10,11,30] have been used to update preoperative spinal models and follow the 3D motion of vertebrae and their spatial orientation during surgery. These systems are invasive and time-consuming since they involve the manual installation of markers, identification of anatomical landmarks and digitization of several points on the vertebral surface during surgery.

The aim of this study was to develop an automatic measurement method of 3D scoliotic deformities during surgery and provide the surgeon with quantitative feedback for the assessment of the intraoperative geometry of the spine.

3.2.3 Materials and methods

The main steps of the intraoperative automatic measurement method of 3D scoliotic deformities developed in this study are illustrated in Figure 3-1. The automatic computation of clinical indices of the scoliotic spine requires the use of vertebral landmarks that are not available intraoperatively. In consequence, the proposed methodology involves a combination of both preoperative and intraoperative information concerning the geometry of the spine. Preoperative biplanar radiographs are used for the 3D reconstruction of vertebral landmarks enabling the automatic computation of relevant 2D/3D clinical indices. Intraoperatively, 3D fluoroscopic images are used to register the position and orientation of the vertebrae, to update the vertebral landmarks and to automatically recompute the 2D/3D clinical indices. First, each step of the automatic measurement method will be described. Then, the validation of the method will be presented.

3.2.3.1 Preoperative geometric model

Prior to surgery, postero-anterior (PA) and lateral (LAT) radiographs of the spine were acquired in the standing position using a low-dose calibrated biplanar radiographic system (EOS™ imaging, France). The 3D geometry of the spine was reconstructed according to the technique presented in Humbert et al. [13]. This approach involved a two-level 3D reconstruction. First, several points along the spine were manually digitized to obtain a fast estimation of the spine curve. Then, the position of vertebral landmarks was finely adjusted to achieve a more accurate reconstruction. Twenty-eight vertebral landmarks were reconstructed for each vertebra (Figure 3-2): 13 corresponding to the vertebral body (VB), 8 corresponding to pedicles (PED), 4 corresponding to articular facets (FAC) and 3 corresponding to posterior processes (PP). A refined 3D geometric model was constructed by combining the reconstructed vertebral landmarks with dual kriging interpolation techniques [1] to define the surface of each vertebra. A previous study reported 3D errors on vertebral position of 1.8 mm and vertebral orientations of 2.3°, 2.4° and 3.9° for the sequence “lateral-sagittal-axial angles” [13].

For each vertebra, the x, y, z coordinates of N points $\{m\}_{i=1}^N$ that constitute the preoperative vertebral surface resulting from the 3D reconstruction algorithm are denoted *preop data*.

3.2.3.2 Intraoperative model

Intraoperative images of the spine were acquired using a 2D/3D fluoroscopic imaging system (O-Arm®, Medtronic). The intraoperative 3D geometry of the spine was reconstructed using sequential scans from this system. Each scan represented a volume composed of 192 2D slices with a 0.83-mm thickness along the axial direction of the imaging system. Each 2D slice was composed of 512x512 pixels with a 0.415-mm spacing. For each slice, the vertebral contours were manually segmented and a binary voxel model was identified for each vertebra using Slice-O-Matic™ software (Tomovision, Magog, QC).

For each vertebra, the x, y, z coordinates of M points $\{s\}_{j=1}^M$ that constitute the intraoperative data (spine voxel model) resulting from the segmentation are denoted *intraop data*.

The intraoperative model was obtained through registering the preoperative model with the intraoperative data. The objective of this registration step was to estimate the geometric transformation \mathbf{T} which best aligns the *preop data* with the corresponding *intraop data* for each vertebra and compute the intraoperative model. Rigid transformations were used since each vertebra was considered undeformed during surgery, which is generally the case except when osteotomies are performed. For each vertebra, \mathbf{T} is then a combination of rotations and translations.

$$\mathbf{T}(m) = \mathbf{R}m + \mathbf{t} \quad (3-1)$$

The translation vector is defined as $\mathbf{t} = (t_x, t_y, t_z)^T$. The rotation matrix \mathbf{R} is defined from Euler angles γ, β, α around x, y and z axes, which represent respectively the anterior, left and cranial directions of the body [29]:

$$\mathbf{R} = \begin{pmatrix} \cos \beta \cos \alpha & -\sin \alpha \cos \beta & \sin \beta \\ \cos \alpha \sin \beta \sin \gamma + \sin \alpha \cos \gamma & -\sin \gamma \sin \beta \sin \alpha + \cos \gamma \cos \alpha & -\cos \beta \sin \gamma \\ -\cos \gamma \sin \beta \cos \alpha + \sin \gamma \sin \alpha & \sin \beta \sin \alpha \cos \gamma + \cos \alpha \sin \gamma & \cos \gamma \cos \beta \end{pmatrix} \quad (3-2)$$

The aim of the registration algorithm was to estimate the transformation \mathbf{T} , by minimizing an error function between *intraop* and *preop data*. The error function to be minimized was adapted from the notation introduced by Fitzgibbon [9]:

$$E = \sum_{i=1}^N w_i \sigma_D \min_j \|s_j - \mathbf{T}(m_i)\|^2 \quad (3-3)$$

The term w_i is the weight applied to each point m_i of the *preop data*. The Shepard's method [26] was used to define the value of the weight w_i as a function of the geodesic distance between the point m_i and their three closest vertebral landmarks:

$$w_i = \sum_{j=1}^3 \frac{w_{Lj}}{\frac{d(m_i, m_{Lj})}{\sum_{j=1}^3 \frac{1}{d(m_i, m_{Lj})}}} \quad (3-4)$$

In Eq. (3-4), the terms m_L and w_L are respectively the positions and weights of the vertebral landmarks. The geodesic distance $d(m_i, m_{Lj})$ was computed using the method proposed by Peyré and Cohen [24]. The value of the weights w_L of the vertebral landmarks is based on the estimated errors in their identification [12]. The highest weight (100) was assigned to vertebral body and pedicle landmarks since they have the lowest localization error (1-mm standard deviation), while the lowest weights (50 and 30) were assigned to articular and posterior processes landmarks, respectively, since they have the highest localization errors (2- and 3-mm standard deviation respectively) [12].

In Eq. (3-3), σ_D is the standard deviation of the computed distances between *preop* and *intraop data* at each iteration of the registration algorithm. This term was introduced in order to uniformly distribute the distance between the *preop* and *intraop data*.

The Iterative Closest Point (ICP) registration algorithm [3] was used to find transformation \mathbf{T} which minimizes error function E . The ICP algorithm was initialized using the initial transformation \mathbf{T}_θ , which defines the initial relative position between *preop* and *intraop data*. The

estimation of \mathbf{T}_0 was undertaken using principal component analysis (PCA) [14]. Both *preop* and *intraop data* were normalized to have a zero mean. The PCA was performed on these normalized data and the three principal axes of both *preop* and *intraop data* were computed. The directions of the three axes were used to estimate the initial transformation parameters of rotation and translation.

The ICP involves three iterative steps, starting from the initial transformation \mathbf{T}_0 :

1. Compute, for each point m_i of the *preop data*, the distance from its corresponding closest point in the *intraop data* s_j ;
2. Estimate the transformation parameters (translation and rotation) by minimizing the error function \mathbf{E} (the parameters that best align each *preop data* m_i on their corresponding closest points found in step 1);
3. Transform the *preop data* m_i using the estimated transformation parameters.

The steps above were repeated until changes in error function \mathbf{E} were lower than a chosen threshold (the stop criterion).

At each iteration, step 1 was performed using a precompiled distance map associated with the intraoperative data. For each vertebra, the distance map was a function providing the distance between each voxel of the intraoperative images and the voxels associated with the contour of the vertebra [20]. The result was a set of new images where all the voxels associated with the contour of the vertebra had a zero value, while the other voxels had a value proportional to the distance to their closest zero-value voxel. For each point of the *preop data* m_i , the distance map enabled the computation of distance from its corresponding closest point based on a 3D interpolation between the 8 voxels of the distance map that enclosed point m_i .

Step 2 was performed using the non-linear Levenberg-Marquardt algorithm [22], which estimated transformation \mathbf{T} that minimized error function \mathbf{E} . In step 3, the transformation \mathbf{T} was used to update the relative position between *preop data* m_i and *intraop data* s_j . The final transformation that satisfied the stop criterion (10^{-4}) was denoted \mathbf{T}_f . This transformation \mathbf{T}_f enabled the update of the preoperative geometric model of the spine according to the intraoperative data, in order to compute the intraoperative model. The intraoperative position of vertebral landmarks s_L was obtained by applying the transformation \mathbf{T}_f to the preoperative vertebral landmarks m_L :

$$s_L = \mathbf{T}_f(m_L) \quad (3-5)$$

3.2.3.3 Intraoperative measurement of the clinical indices

The updated vertebral landmarks s_L enabled the computation of the intraoperative clinical indices of the spine. The computation of these clinical indices was adapted from the radiographic measurement manual of the Spinal Deformity Study Group [23]. The selected clinical indices in the coronal and sagittal planes were: the main thoracic (MT) and thoracolumbar–lumbar (TL/L) Cobb angles, kyphosis between T5–T12 and T2–T12, and lordosis between T10–L2 and T12-L5. Coronal and sagittal balances were also computed to evaluate the straightness of the spine. Local vertebral measurements, such as apical vertical translation (AVT), T1 tilt and apical vertebral rotation (AVR) were also calculated. AVR was calculated according to Stokes method [18]. Finally, the orientation of the planes of maximum curvature (PMC), defined as the End-Apex-End vertebrae planes, with respect to the sagittal plane for the MT and TL/L segments was also computed for the 3D measurement of scoliotic deformities [17]. In a normal spine, these planes lie in the sagittal plane (around 0°), but shift in the lateral direction as lateral deformity increases [17]. Selected clinical indices are shown in Figure 3-3.

3.2.3.4 Evaluation of the automatic measurement method

A global evaluation of the automatic measurement method described above was performed using a synthetic model of a scoliotic spine (T1-L5). The synthetic model was first positioned in a realistic scoliotic configuration (with a 60° MT Cobb angle) representing the spine of a patient preoperatively in the standing position. The synthetic model was fixed in a rigid radiotransparent frame (Figure 3-4a). Biplanar radiographs were acquired and the 3D geometric model was reconstructed according to the previously described method. The synthetic model of the spine was then modified to reproduce the intraoperative prone position of the patient on the operating table (Figure 3-4b). This configuration was scanned using the fluoroscopic imaging system (O-Arm®, Medtronic). The registration algorithm developed for this study was used to compute the intraoperative model and, thereafter, the clinical indices.

The clinical indices computed automatically were compared to reference measurements

performed twice manually by the same operator, using a radiographic measurement software with known accuracy [2]. The average value for each pair of measurements of a given clinical index was considered as the reference value for comparison with the corresponding automatic measurement.

3.2.3.5 Sensitivity analysis of the registration algorithm

A sensitivity analysis was performed on the ICP registration algorithm of the automatic measurement method to investigate the effect of possible sources of inaccuracy during the acquisition of pre- and intra-operative data of the spine.

Simulations were performed on five different vertebrae (T1, T5, T10, T12, L3) from three scoliotic patients. For each vertebra, the preoperative geometric model was represented with its digitized surface and 28 vertebral landmarks. The same geometric model was voxelized using the Bresenham's line algorithm [4] to simulate segmented intraoperative fluoroscopic images composed of 3D voxels (intraoperative data).

Random rotations between -20° and +20° around x , y , and z axes were simulated on the preoperative geometric model to represent possible variations in the vertebra orientation between the preoperative standing and the intraoperative prone configurations of the spine.

The first part of the sensitivity analysis investigated inaccuracies in the manual identification of vertebral landmarks in the preoperative geometric model. These inaccuracies affect the shape of the vertebral surface and may influence the registration result. The vertebral surface was modified applying small displacements to the vertebral landmarks. Five series of 100 simulations were performed for each vertebra, for a total of 7500 simulations. For each series of simulations, small displacements were simulated by a random noise applied to a different group of vertebral landmarks: vertebral body (VB) landmarks, pedicles (PED) landmarks, facets (FAC) landmarks, posterior processes (PP) landmarks, all vertebral landmarks (ALL). For each group of vertebral landmarks, the standard deviation σ of the simulated displacements was defined according to the errors reported by Humbert [12]: $\sigma = 1$ mm for vertebral body landmarks, $\sigma = 1$ mm for pedicles landmarks, $\sigma = 2$ mm for facets landmarks, $\sigma = 3$ mm for posterior processes landmarks.

The second part of the sensitivity analysis investigated inaccuracies in the segmentation and identification of each vertebra in the intraoperative fluoroscopic images. A random noise was

computationally applied to the intraoperative data. Ten series of 500 simulations were performed for each vertebra, for a total of 75,000 simulations. For each series a random noise was applied to the points constituting the intraoperative data, with an increasing mean from 0.25 mm to 2.5 mm and a 0.25-mm step. The simulated maximum noise was two times higher than the average error of 1.12 mm reported in a recent experimental study for automatic vertebral identification and segmentation algorithms applied on computed tomography images [15].

The angular differences, between the intraoperative reference data and intraoperative model resulting from the registration algorithm, were computed using the sequence of “lateral-sagittal-axial angles” [28]. The angular differences are presented as the mean (and standard deviation) for the five vertebrae and three patients.

3.2.4 Results

The registration algorithm enabled the identification of the intraoperative position of vertebral landmarks necessary to compute the clinical indices. Figure 3-5 shows the intraoperative model, resulting from the ICP registration between the preoperative geometric data of the synthetic scoliotic spine and the intraoperative data. For each vertebra, the 28 vertebral landmarks were updated using the rotation and translation transformation parameters determined by the registration algorithm.

The clinical indices computed with the automatic measurement method were slightly different from the reference values measured by the operator (Table 3-1); the maximum difference for the angular measurements in the coronal and sagittal planes was below 4.6°, while it was below 5.2° for other angular measurements (AVR and orientation of PMC). In particular, the difference in Cobb angles was below 1.8°. The maximum difference for linear measurements was below 2.7 mm.

Simulated inaccuracies in the identification of vertebral landmarks in the preoperative geometric model induced a maximum angular difference of 2.1° between the intraoperative model and the intraoperative reference data when all vertebral landmarks were noised (Figure 3-6). No significant angular difference between the three local axes was observed for the five different groups of simulated randomly-noised vertebral landmarks.

Simulated inaccuracies in the segmentation and identification of the vertebrae in the intraoperative images induced angular differences below 2.6° with reference measurements (Figure 3-7). A maximum difference of 0.5° was observed between the three local axes at the same noise level. For each local axis of the vertebrae, the mean and standard deviation of the angular differences increased with the level of noise applied to the intraoperative images.

3.2.5 Discussion

This study introduces a method to automatically compute intraoperative 3D measurements of scoliotic deformities. Furthermore, it demonstrates clinically relevant accuracy, similar or better as compared with the reported average accuracy of 2° for Cobb angles, 5.3° for T2-T12 kyphosis, 4° for other angles and 3.5 mm for linear measurements [2]. The greater angular differences in the transverse plane could be explained by the sensitivity of Stokes method and of the planes of maximum curvature method to the position of the landmarks used to compute the angles [18,25]. These differences could also be explained by slight motions in the synthetic spine model between the acquisitions of radiographs with the fluoroscopic and radiographic systems.

The sensitivity analysis revealed that the registration algorithm computes the intraoperative model with a clinically relevant robustness. The angular difference induced by the simulated inaccuracies in the identification of vertebral landmarks and in the segmentation and identification of vertebrae was smaller than $\pm 2.5^\circ$ (range of 5°) in the coronal and sagittal planes, which is appropriate when considering the commonly accepted accuracy of 5° in Cobb angle measurement [2]. The angular difference is also smaller than average error of 5.3° on vertebral orientation reported by a previous experimental study [21] using a similar geometric model constructed from preoperative biplanar radiographs.

The automatic measurement method uses standard radiographs taken preoperatively, which is advantageous to previous studies involving the use of CT-scans [5,30] that are costly, time-consuming and add significant ionizing exposure. Moreover, currently available 3D reconstruction techniques from standard radiographs provide access to the 3D analysis of scoliosis, which is fundamental to this work. The 3D intraoperative images provide data of the entire vertebrae for the ICP registration algorithm, which differentiates itself from other navigation technologies that are based on fiducial markers and intraoperative identification of

landmarks on the posterior part of the spine [10,11]. This reduces marker installation and identification time and extrapolation errors.

To date, the automatic measurement method has only been tested using a synthetic asymptomatic spine model in a single configuration; further testing on different cases of scoliotic patterns is required before confirming its generalizability. The identification of vertebral surfaces and landmarks was easier compared to scoliotic spines with deformed vertebrae, soft tissues and neighboring anatomical structures. By considering the shape of the spine at the beginning of the surgery, the automatic measurement method only took into account the contribution of differences between the standing and prone position of the patient and effects of anesthesia and surgical exposure. The same process may be applied at any time of surgery if a new set of images is acquired, especially following correction maneuvers, to evaluate the final shape of the spine, but at the expense of supplementary radiation exposure. The measurement process has other limitations. For instance, it does not take into account possible vertebral osteotomies during surgery that may modify the shape and topology of the vertebrae. However, the selection of vertebral landmarks could be adapted to be always present throughout surgery. In this feasibility study, the segmentation and identification of vertebrae using the intraoperative fluoroscopic images were performed manually. To obtain a fully automatic measurement tool, automatic segmentation and identification should be developed. Other factors not tested in this study, such as the presence of instrumentation devices and tools, may affect the visibility of the anatomical landmarks and should be further tested to fully assess the proposed approach.

In conclusion, the current study demonstrates the feasibility of using pre- and intra-operative images to automatically provide the surgeon with relevant quantitative 2D and 3D measurements of scoliotic deformities during intervention.

In the long term, the transformation parameters resulting from the registration algorithm may also be used to update preoperative surgical planning and the obtained intraoperative model may support the testing of other instrumentation strategies [6].

Acknowledgements:

Funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada (Industrial Research Chair with Medtronic of Canada).

3.2.6 Bibliography

1. Aubin CE, Dansereau J, Parent F, Labelle H, de Guise JA (1997) Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine. *Med Biol Eng Comput* 35(6): 611-618
2. Aubin CE, Bellefleur C, Joncas J, de Lanauze D, Kadoury S, Blanke K, Parent S, Labelle H (2011) Reliability and accuracy analysis of a new semiautomatic radiographic measurement software in adult scoliosis. *Spine* 36(12): E780-E790
3. Besl PJ, McKay ND (1992) A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Trans Pattern Anal Mach* 14(2): 239-256
4. Bresenham JE (1965) Algorithm for computer control of a digital plotter. *IBM Syst J* 4(1): 25-30
5. Bruners P, Penzkofer T, Nagel M, Elfring R, Gronloh N, Schmitz-Rode T, Günther RW, Mahnken AH (2009) Electromagnetic tracking for CT-guided spine interventions: phantom, ex-vivo and in-vivo results. *Eur Radiol* 19(4): 990-994
6. Cartiaux O, Aubin CE, Labelle H, Cheriet F (2012) Toward the next generation of simulator for intraoperative navigation of scoliotic spine surgeries. *Stud Health Technol Inform* 176: 322-325
7. Cheriet F, Delorme S, Dansereau J, Aubin CE, de Guise JA, Labelle H (1999) Perioperative radiographic reconstruction of the scoliotic vertebral column. In: *Ann Chir*, 53, pp 808-815
8. Delorme S, Labelle H, Poitras B, Rivard CH, Coillard C, Dansereau J (2000) Pre-, intra-, and postoperative three-dimensional evaluation of adolescent idiopathic scoliosis. *J Spinal Disord* 13(2): 93-101
9. Fitzgibbon AW (2003) Robust registration of 2D and 3D point sets. *Image Vision Comput* 21(13): 1145-1153
10. Ghanem IB, Hagnere F, Dubousset JF, Watier B, Skalli W, Lavaste F (1997) Intraoperative Optoelectronic Analysis of Three-Dimensional Vertebral Displacement After Cotrel-Dubousset Rod Rotation: A Preliminary Report. *Spine* 22(16): 1913-1921
11. Glossop N, Hu R (1997) Assessment of vertebral body motion during spine surgery. *Spine* 22(8): 903-909
12. Humbert L (2008). Contribution à l'automatisation du traitement des radiographies du système ostéoarticulaire pour la modélisation géométrique et l'analyse clinique. PhD Thesis, Arts et Métiers ParisTech [publication in French], Paris, France
13. Humbert L, de Guise JA, Aubert B, Godbout B, Skalli W (2009) 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Med Eng Phys* 31(6): 681-687

14. Jolliffe I (2005) Principal Component Analysis. 2nd ed. Wiley Online Library,
15. Klinder T, Ostermann J, Ehm M, Franz A, Kneser R, Lorenz C (2009) Automated model-based vertebra detection, identification, and segmentation in CT images. *Med Image Anal* 13(3): 471-482
16. Kowal J, Langlotz F, Nolte LP. (2007). Basics of computer-assisted orthopaedic surgery Navigation and MIS in Orthopedic Surgery, Springer, pp. 2-8.
17. Labelle H, Aubin CE, Jackson R, Lenke L, Newton P, Parent S (2011) Seeing the spine in 3D: how will it change what we do? *J Pediatr Orthop* 31: S37-S45
18. Lam GC, Hill DL, Le LH, Raso JV, Lou EH (2008) Vertebral rotation measurement: a summary and comparison of common radiographic and CT methods. *Scoliosis* 3(1): 16
19. Larson AN, Santos ERG, Polly Jr DW, Ledonio CGT, Sembrano JN, Mielke CH, Guidera KJ (2012) Pediatric pedicle screw placement using intraoperative computed tomography and 3-dimensional image-guided navigation. *Spine* 37(3): E188-E194
20. Lavallée S, Szeliski R (1995) Recovering the position and orientation of free-form objects from image contours using 3D distance maps. *IEEE Trans Pattern Anal Mach* 17(4): 378-390
21. Mac-Thiong JM, Aubin CE, Dansereau J, de Guise JA, Brodeur P, Labelle H (1999) Registration and geometric modelling of the spine during scoliosis surgery: a comparison study of different pre-operative reconstruction techniques and intra-operative tracking systems. *Med Biol Eng Comput* 37(4): 445-450
22. Moré JJ. (1978). The Levenberg-Marquardt algorithm: implementation and theory. In: Watson G A (Ed.) Numerical analysis, Springer, pp. 105-116.
23. O'Brien MF, Kuklo TR, Blanke KM, Lenke LG, Spinal Deformity Study G (2004) Radiographic Measurement Manual. Medtronic Sofamor Danek, Memphis (TN)
24. Peyré G, Cohen LD (2006) Geodesic remeshing using front propagation. *Int J Comput Vis* 69(1): 145-156
25. Sangole AP, Aubin CE, Labelle H, Stokes IAF, Lenke LG, Jackson R, Newton P (2009) Three-dimensional classification of thoracic scoliotic curves. *Spine* 34(1): 91-99
26. Shepard D (1968) A two-dimensional interpolation function for irregularly-spaced data. In: Proceedings of the 1968 23rd ACM national conference, pp 517-524
27. Silbermann J, Riese F, Allam Y, Reichert T, Koeppert H, Gutberlet M (2011) Computer tomography assessment of pedicle screw placement in lumbar and sacral spine: comparison between free-hand and O-arm based navigation techniques. *Eur Spine J* 20(6): 875-881
28. Skalli W, Lavaste F, Desrimes J-L (1995) Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis: what are the true values? *Spine* 20(5): 546-553

29. Stokes IAF (1994) Three-dimensional terminology of spinal deformity: a report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D terminology of spinal deformity. *Spine* 19(2): 236-248
30. Yan CXB, Goulet B, Pelletier J, Chen SJ-S, Tampieri D, Collins DL (2011) Towards accurate, robust and practical ultrasound-CT registration of vertebrae for image-guided spine surgery. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 6(4): 523-537

3.2.7 Figures

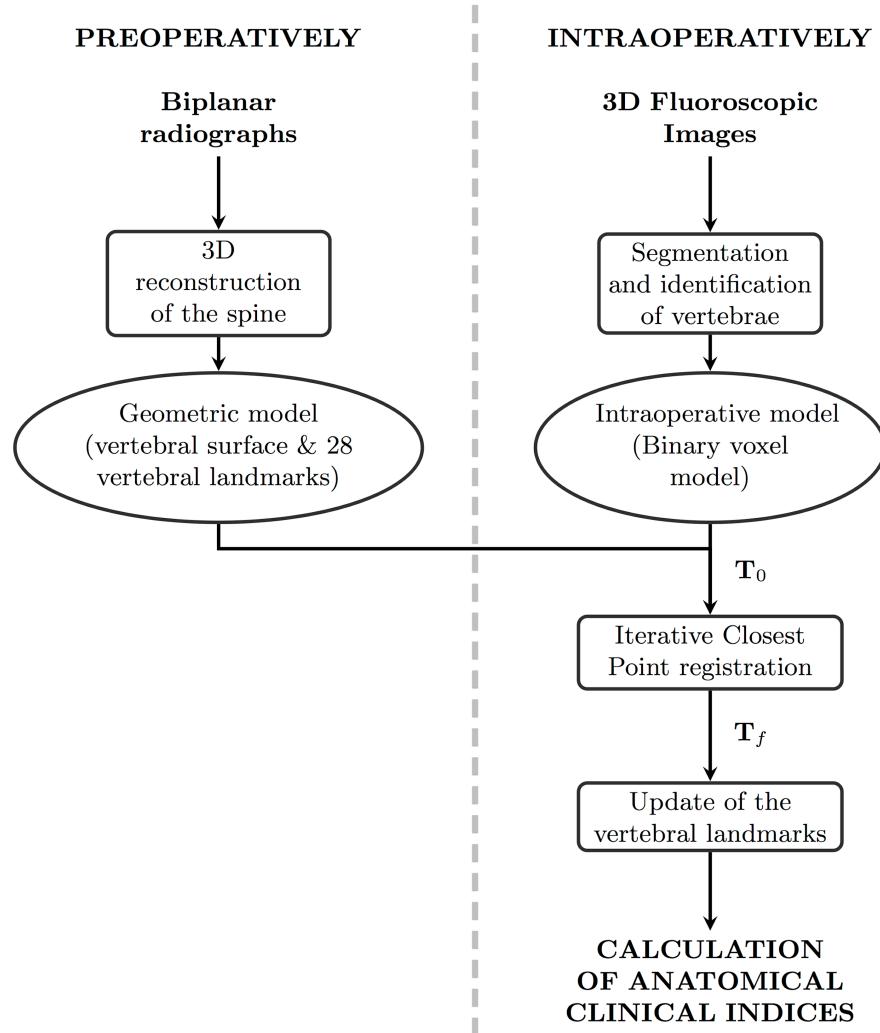


Figure 3-1 : Workflow diagram of automatic measurement method

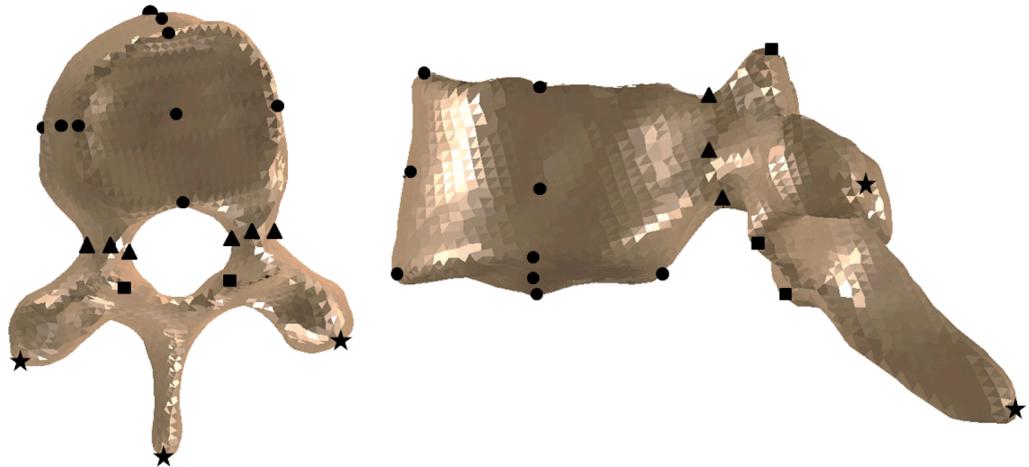


Figure 3-2 : Preoperative geometric model of a vertebra. The vertebral surface is illustrated with the vertebral landmarks on the vertebral body (circles), pedicles (triangles), articular facets (squares), and posterior processes (stars)

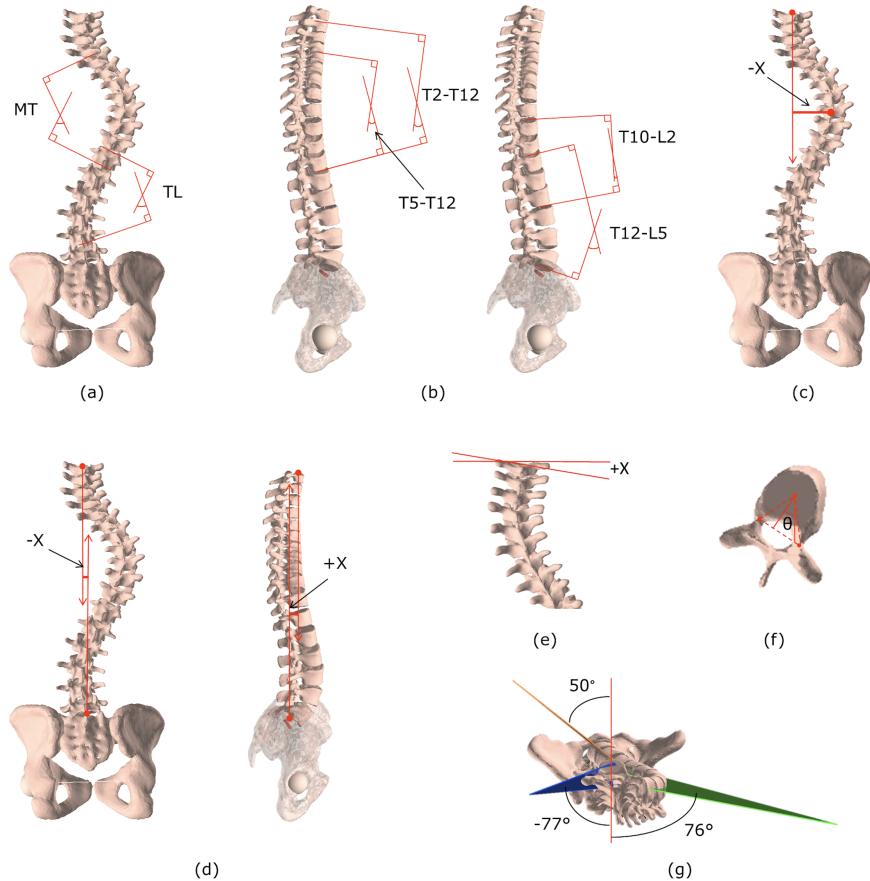


Figure 3-3 : Schematic representation of the measurement of clinical indices: (a) Cobb angles in the coronal plane, (b) thoracic kyphosis and lumbar lordosis in the sagittal plane, (c) apical vertebral translation (AVT), (d) frontal and sagittal balance, (e) T1 tilt, (f) apical vertebral rotation (AVR) (g) 3D orientation of the planes of maximum curvature (PMC)

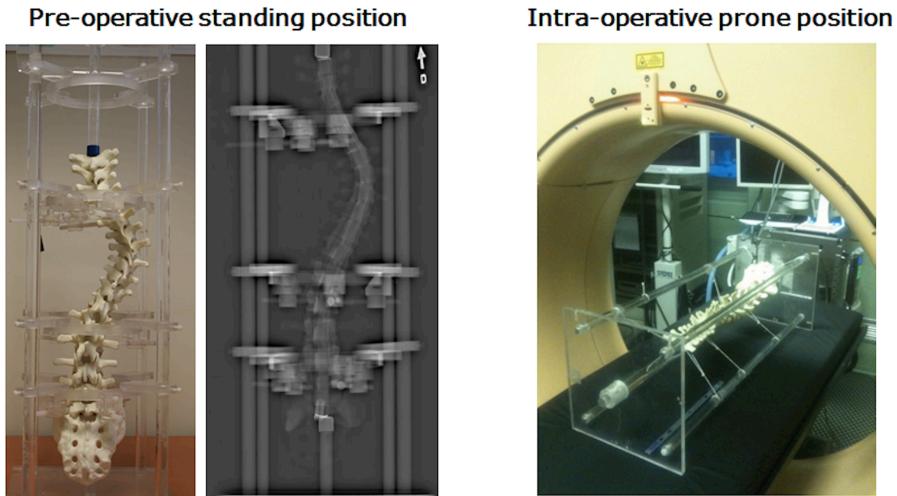


Figure 3-4 : Experimental set-up using a synthetic model of the spine. a) the synthetic model was configured to represent a scoliotic spine in a preoperative standing position. 2D biplanar radiographs were acquired. b) the scoliotic shape of the synthetic model has been modified to simulate an intraoperative prone position, and 3D fluoroscopic images were acquired

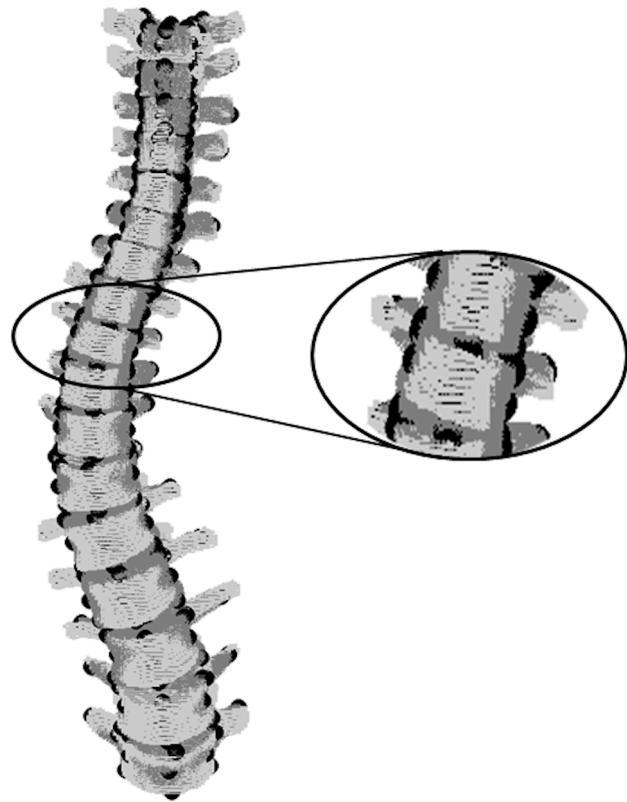


Figure 3-5 : Intraoperative model (dark gray) resulting from the ICP registration between the preoperative geometric data of the synthetic scoliotic spine and the intraoperative data (light gray) For each vertebra of the intraoperative model, the 28 vertebral landmarks are illustrated in black

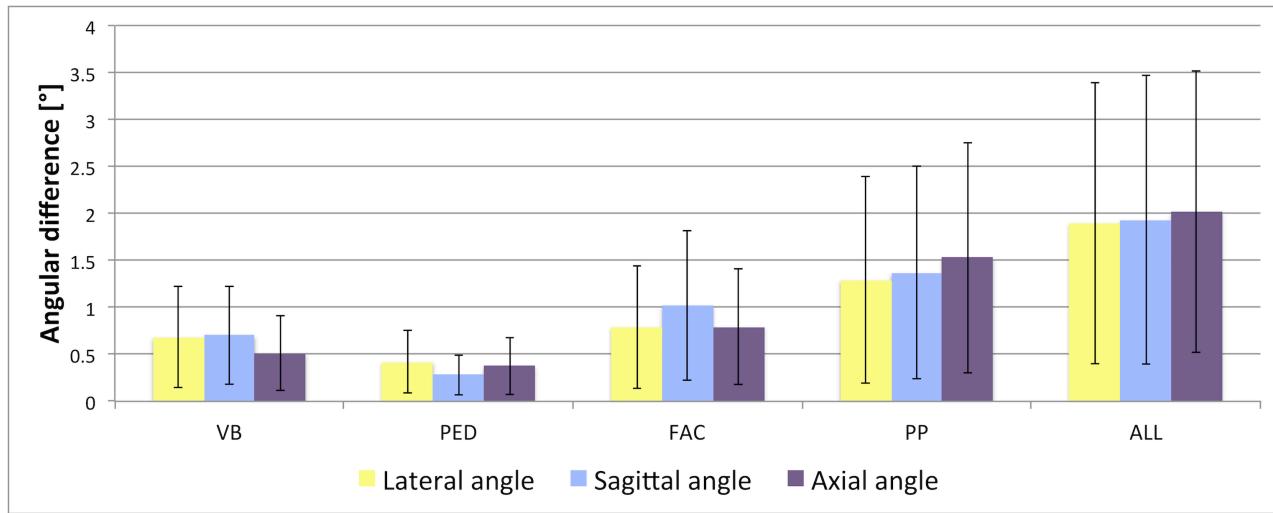


Figure 3-6 : Angular differences between the reference intraoperative data and the intraoperative model, considering a simulated random noise on different subgroups of vertebral landmarks (VB: vertebral body; PED: pedicles; FAC: articular facets; PP: posterior processes; ALL: all vertebral landmarks). Mean values are shown with standard deviation for lateral, sagittal and axial angles

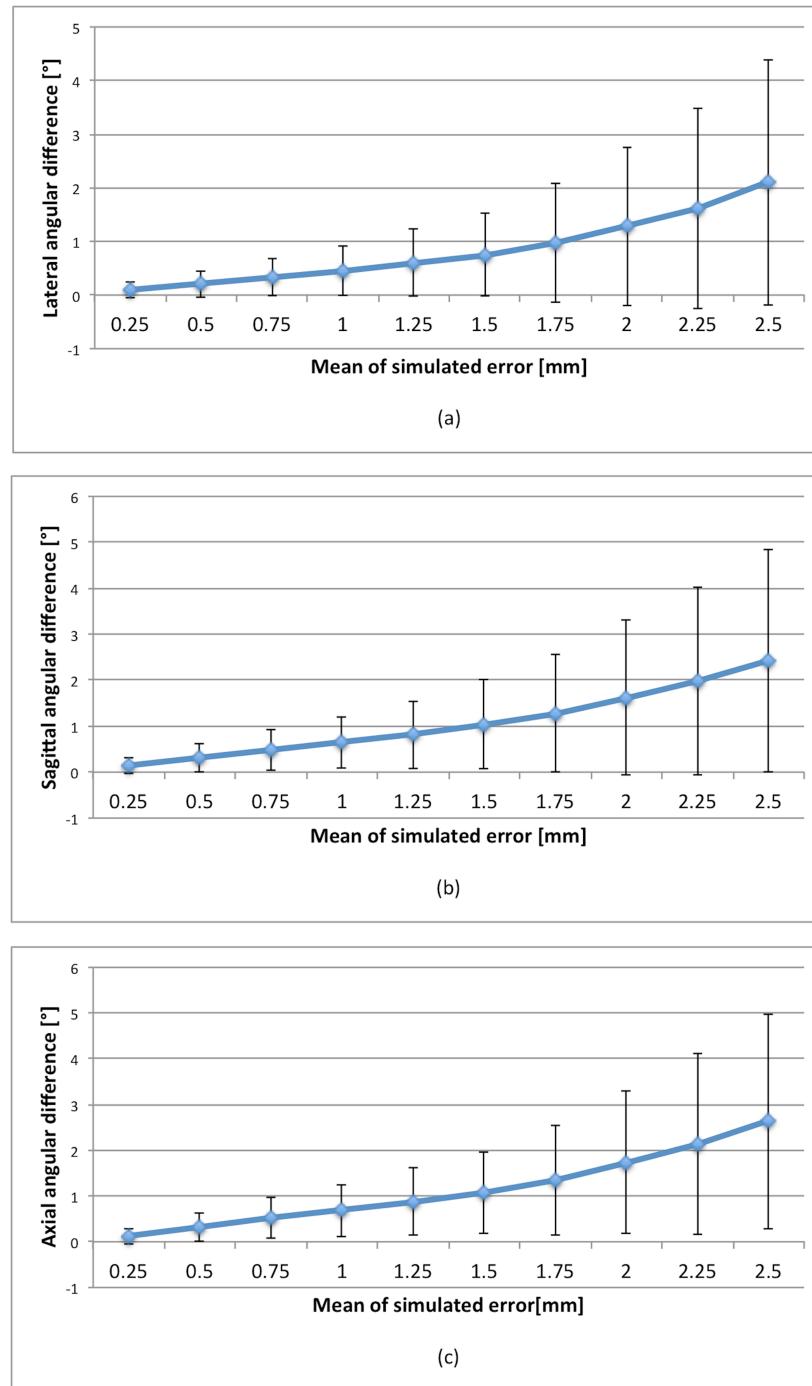


Figure 3-7 : Angular differences between the reference intraoperative data and intraoperative model resulting from the registration algorithm, considering different levels of simulated errors in the intraoperative data. Mean values are shown with standard deviation for lateral (a), sagittal (b) and axial (c) angles

3.2.8 Table

Table 3-1 : Comparison of the intraoperative automatic measurements and reference values measured twice by an operator

Clinical indices	Reference measurements	Automatic measurements	Difference
Cobb MT	43.0°	41.2°	1.8°
Cobb TL/L	-21.0°	-21.9°	0.9°
T2-T12 kyphosis	-12.0°	-8.9°	3.1°
T5-T12 kyphosis	-19.0°	-17.3°	1.7°
T10-L2 Lordosis	-8.5°	-10.9°	2.4°
T12-S1 Lordosis	-31.0°	-35.6°	4.6°
AVT MT	43.5 mm	44.8 mm	1.3 mm
AVT TLL	0.0 mm	2.7 mm	2.7 mm
Coronal balance	-1.0 mm	0.2 mm	1.2 mm
Sagittal balance	13.0 mm	14.4 mm	1.4 mm
T1 TILT	-1.0°	-2.6°	1.6°
AVR	1.1°	-4.1°	5.2°
PMC of MT curve	102°	105°	3°
PMC of TL/L curve	36°	41°	5°

CHAPITRE 4 ASPECTS MÉTHODOLOGIQUES ET RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES

Ce chapitre présente d'abord des détails complémentaires sur la méthode de recalage présentée dans l'article du Chapitre 3. Ensuite, une comparaison avec une autre méthode de recalage classique dans la littérature est présentée. Pour conclure, une méthode d'identification automatique des vertèbres (étiquetage) dans les images fluoroscopiques intraopératoires est proposée.

4.1 Détails sur la méthode de recalage

Cette section présente plus de détails sur l'analyse en composantes principales (ACP) utilisée pour initialiser l'ICP ainsi que sur le calcul du champ scalaire des distances. De plus, un tableau précisant les repères vertébraux utilisés pour le calcul des indices cliniques est présenté à la fin de cette section.

4.1.1 Analyse en composantes principales

Pour chaque vertèbre, l'ACP a été utilisée pour calculer la transformation initiale permettant d'identifier la position de départ du modèle géométrique préopératoire par rapport aux données intraopératoires. Cet algorithme est basé sur le calcul des axes principaux de chaque vertèbre en préopératoire et intraopératoire. Un algorithme de recalage rigide utilisant la direction des axes principaux a été appliqué et a permis une première estimation de la position de départ du modèle géométrique préopératoire par rapport aux données intraopératoires.

Lors du calcul de la transformation initiale, un paramètre de contrôle de la position de départ entre le modèle géométrique de chaque vertèbre préopératoire et des données intraopératoires a été introduit. On définit $\gamma_{ACP}, \beta_{ACP}, \alpha_{ACP}$ les angles autour des axes x, y, z identifiés par l'ACP. Pour chaque vertèbre à recaler, on définit un angle moyen α_{PP} entre les apophyses transverses et l'apophyse épineuse en utilisant les repères vertébraux correspondant à ces parties anatomiques sur le modèle préopératoire (Figure 4-1). Cette information spécifique de chaque vertèbre a été ajoutée pour corriger, si nécessaire, la valeur de l'angle α_{ACP} .

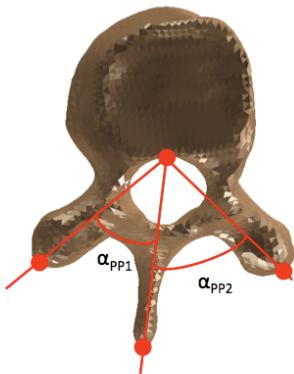


Figure 4-1 : Illustration des angles α_{PP1} et α_{PP2} utilisés pour définir l'angle moyen α_{PP} entre les apophyses transverses et l'apophyse épineuse.

Pour chaque vertèbre à recaler, la distance entre le modèle géométrique préopératoire et les données intraopératoires a été calculée en tournant le modèle géométrique préopératoire en cinq positions différentes autour de l'axe z selon les angles: α_{PCA} , $\alpha_{PCA} + \alpha_{PP}/2$, $\alpha_{PCA} + \alpha_{PP}$, $\alpha_{PCA} - \alpha_{PP}/2$, $\alpha_{PCA} - \alpha_{PP}$. Les angles suivant les deux autres directions ($\gamma_{ACP}, \beta_{ACP}$) sont restés inchangés. La position minimisant la distance entre le modèle préopératoire et les données intraopératoires a été choisie comme position de départ pour l'ICP.

L'angle α_{PP} , calculé à partir du modèle préopératoire de la vertèbre, a donc été utilisé pour corriger la direction des axes principaux, qui peut être influencée par des bruits caractérisant les données (Jolliffe, 2005). En effet, dans cette étude nous avons remarqué une dépendance de la direction des axes principaux dans le plan axial à l'orientation des apophyses de la vertèbre. En particulier, dans le cas où l'apophyse épineuse a une longueur comparable à celle des apophyses transverses, les axes principaux peuvent mal identifier les directions PA et LAT de la vertèbre. Ceci pourrait donc compromettre l'identification de la transformation pour initialiser l'ICP et en empêcher la convergence vers la bonne solution.

La position alors identifiée a permis à l'ICP d'atteindre une convergence dans 99.9% des cas. Pour les rares cas où la convergence n'était pas atteinte, les axes principaux de la vertèbre préopératoire étaient inversés par rapport à ceux de la vertèbre intraopératoire, ce qui a causé une identification erronée de la transformation initiale. Ces cas correspondent à des situations où les

bruits simulés étaient très importants, ce qui avait entraîné un changement radical de forme de la vertèbre.

4.1.2 Calcul du champ scalaire

Pour chaque vertèbre à recaler, le champ scalaire des distances a été introduit pour simplifier le calcul de la distance entre le modèle géométrique préopératoire et les données intraopératoires à chaque itération de l'ICP.

Les données intraopératoires sont constituées d'une succession de S images segmentées. Dans chaque image, les voxels associés au contour de la vertèbre valent 1 alors que les autres voxels valent 0. Chaque vertèbre peut donc être représentée par une matrice 3D M de dimension 512x512x S composée de 0 et de 1. Le champ scalaire des distances a été obtenu en appliquant une transformée de distance euclidienne permettant de définir pour chaque voxel v_i la distance euclidienne au voxel non nul le plus proche, notée DM_i . À chaque voxel v_i on associe donc une valeur DM_i définie selon la formule suivante :

$$DM_i = \min_{\substack{v \in M, \\ v \neq 0}} \|v_i - v\| \quad (4-1)$$

Un exemple de coupe du champ scalaire des distances résultant est illustré en Figure 4-2.

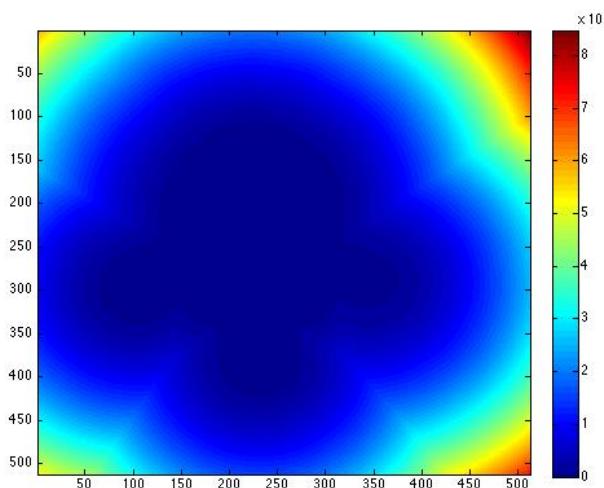


Figure 4-2 : Illustration d'une coupe (512x512 pixels) du champ scalaire des distances. L'échelle des couleurs représente la distance de chaque pixel par rapport au contour de la vertèbre à recaler (bleu foncé : pixels appartenant au contour; rouge foncé : pixels très éloignés du contour)

À chaque itération de l'ICP, ce champ scalaire des distances pré-calculé peut être utilisé pour définir la distance de chaque point m_i du modèle géométrique préopératoire de la vertèbre par rapport aux données intraopératoires. Chaque point m_i du modèle géométrique préopératoire de la vertèbre sera positionné à l'intérieur du réseau défini par les voxels constituant les données intraopératoires (Figure 4-3). La valeur de la distance pour chaque point m_i a été définie en utilisant une interpolation trilinéaire des distances des voxels $v_1, v_2, v_3, v_4, v_5, v_6, v_7$ et v_8 .

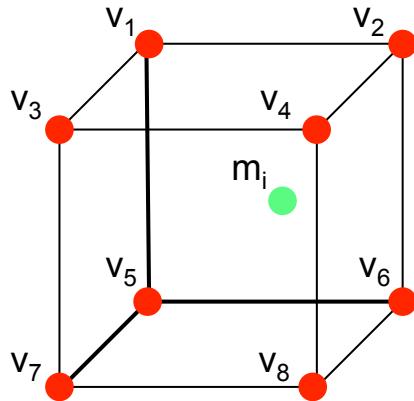


Figure 4-3 : 8 voxels du champ scalaire des distances intraopératoire entourant le point d'interpolation m_i du modèle géométrique préopératoire de la vertèbre

4.1.3 Calcul des indices cliniques

Le tableau ci-dessous présente, pour chaque indice clinique, les repères vertébraux utilisés pour le calculer. Dans le Tableau 4-1, le centroïde d'une vertèbre désigne le point moyen calculé à partir de l'ensemble des repères vertébraux.

Tableau 4-1 : Repères vertébraux utilisés pour calculer les indices cliniques

Indices cliniques	Repères vertébraux
Angles de Cobb	<ul style="list-style-type: none"> • Repères droit et gauche du plateau supérieur de la vertèbre limite supérieure • Repères droit et gauche du plateau inférieur de la vertèbre limite inférieure
Cyphose et Lordose	<ul style="list-style-type: none"> • Repères antérieur et postérieur du plateau supérieur de la vertèbre limite supérieure • Repères antérieur et postérieur du plateau inférieur de la vertèbre limite inférieure
Translation de la vertèbre apicale	<ul style="list-style-type: none"> • Centroïde de la vertèbre apicale • Centroïde de T1 pour courbures MT • Centroïde de L5 pour courbures TL/L
Déjettement frontal	<ul style="list-style-type: none"> • Centroïde de T1 • Centroïde de L5
Déjettement sagittal	<ul style="list-style-type: none"> • Repère postérieur du plateau inférieur de T1 • Centroïde de T1
Inclinaison frontal de T1	Repères droit et gauche du plateau supérieur de T1
Rotation axiale de la vertèbre apicale	<ul style="list-style-type: none"> • Repères supérieurs et inférieurs des pédicules • Repères centraux des plateaux supérieur et inférieur
Orientation des plans de courbure maximale	Centroïdes des vertèbres limites et de la vertèbre apicale

4.2 Comparaison avec une autre méthode de recalage

La validation de la méthode de recalage présentée dans le chapitre 3 a été complétée en comparant les résultats obtenus avec ceux d'un algorithme de la littérature basé sur un Iterative Closest Point optimisé avec la méthode Levenberg-Marquardt (Fitzgibbon, 2003), qu'on nommera méthode de recalage LM-ICP. Les simulations numériques décrites dans le chapitre 3

(simulation d'un bruit sur les données intraopératoires et simulation d'un bruit représentant une erreur d'identification de repères vertébraux préopératoires) ont été effectuées également en utilisant la méthode proposée par Fitzgibbon (2003), et les résultats de la séquence d'angles L-S-A ont été comparés.

4.2.1 Simulation d'un bruit sur les données intraopératoires

Les résultats obtenus révèlent que la méthode développée ainsi que la méthode de recalage LM-ICP permettent d'obtenir des résultats comparables (Figure 4-4). On observe que l'erreur enregistrée est comparable pour des bruits de faible amplitude, alors que la méthode développée permet d'obtenir une erreur légèrement plus faible (écart maximal de 0.5°) dans les cas de bruits très élevés.

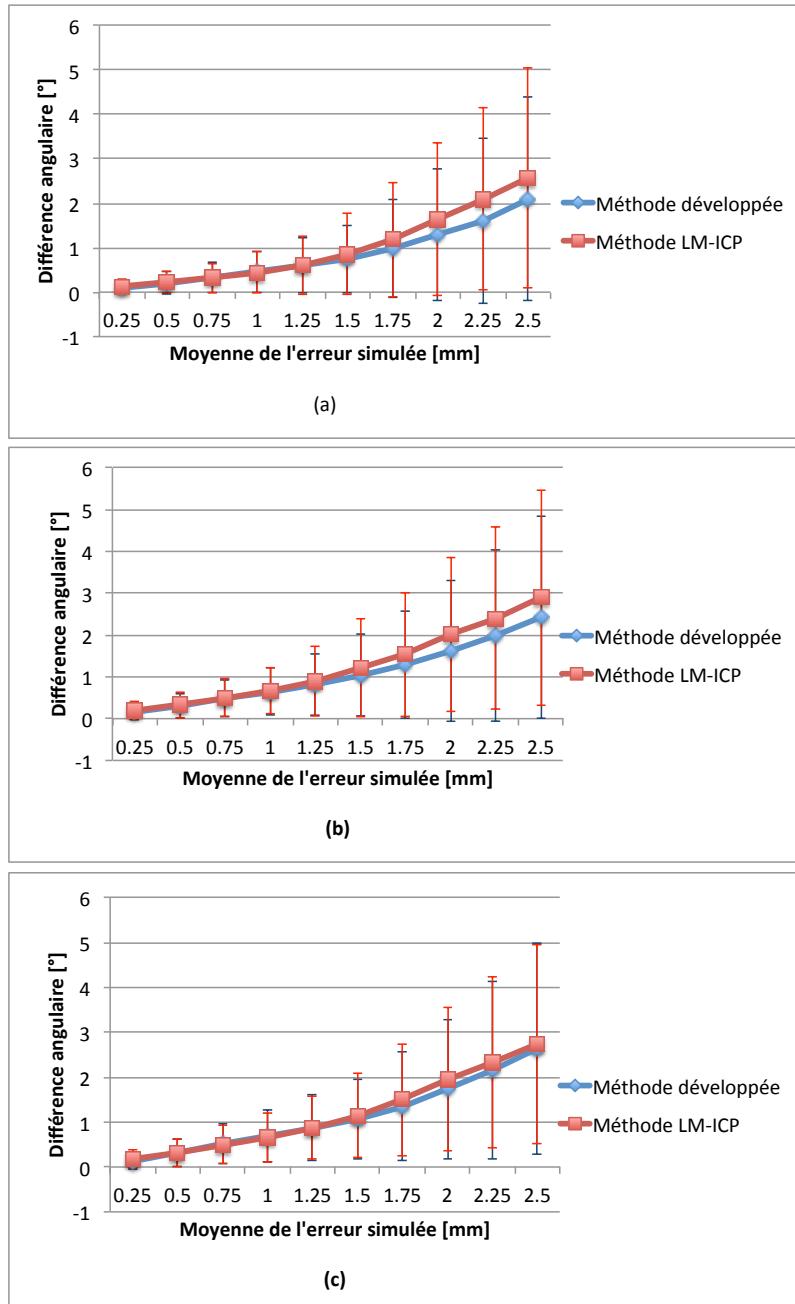


Figure 4-4 : Différences angulaires entre les données intraopératoires de référence et le modèle intraopératoire obtenu par le recalage en utilisant la méthode développée et la méthode LM-ICP, en considérant différents niveaux d'erreurs simulées sur les données intraopératoires. Les valeurs moyennes sont présentées avec leur déviation standard pour les angles latéral (a), sagittal (b) et axial (c)

4.2.2 Simulation d'un bruit représentant une erreur d'identification de repères vertébraux préopératoires

Le Tableau 4-2 présente les différences angulaires entre les données intraopératoires de référence et le modèle intraopératoire obtenu par le recalage en utilisant la méthode développée et la méthode LM-ICP. Les résultats obtenus révèlent que les deux méthodes sont comparables avec des différences inférieures à 0.4°.

Tableau 4-2 : Différences angulaires entre les données intraopératoires de référence et le modèle intraopératoire obtenu par le recalage en utilisant la méthode développée et la méthode LM-ICP lorsqu'un bruit est appliqué sur différents sous-groupes de repères vertébraux : du corps vertébral (CV), des pédicules (PED), des facettes (FAC), des parties postérieures (PP) et sur tous les repères (TOUS). Les valeurs moyennes sont présentées pour les angles latéral, sagittal et axial

	Angle Latéral		Angle Sagittal		Angle Axial	
	Méth. Développée	Méth. LM-ICP	Méth. Développée	Méth. LM-ICP	Méth. Développée	Méth. LM-ICP
CV	0.7°	0.5°	0.7°	0.6°	0.5°	0.5°
PED	0.4°	0.4°	0.3°	0.2°	0.4°	0.3°
FAC	0.8°	0.8°	1.0°	1.0°	0.8°	0.7°
PP	1.3°	1.7°	1.4°	1.7°	1.5°	1.8°
TOUS	1.9°	2.0°	1.9°	2.0°	2.0°	2.0°

4.3 Identification automatique des vertèbres

L'article présenté dans le chapitre 4 ne prend pas en compte les problèmes de segmentation et d'identification automatique de chaque vertèbre. Dans cette section, on propose donc une méthode qui, à partir du modèle segmenté des images fluoroscopiques, permet d'identifier automatiquement le volume associé à chaque vertèbre.

On considère un volume segmenté dans lequel les voxels appartenant aux vertèbres sont associés à la valeur 1 et les autres voxels à la valeur 0 (i.e. résultat d'une segmentation par croissance de

région, seuillage, etc.). Le but de cet algorithme est de définir de façon automatique une étiquette différente pour chaque vertèbre (étiquetage).

Tout d'abord, les centres des corps vertébraux ont été identifiés. Pour ce faire, une fonction gaussienne 2D a été définie à partir de l'information sur la dimension des corps vertébraux, elle-même calculée sur le modèle géométrique préopératoire. La largeur moyenne des corps vertébraux a été calculée dans le plan transverse en utilisant les repères anatomiques associés aux plateaux vertébraux : les repères postérieurs et antérieurs ainsi que les repères gauches et droits ont permis de calculer la dimension des plateaux supérieurs et inférieurs de chaque vertèbre. La largeur moyenne des corps vertébraux a été définie comme moyenne de toutes ces mesures.

Cette dimension a été utilisée pour définir la largeur de la fonction Gaussienne. En pratique, on a imposé que 98.75% de la gaussienne soit contenu à l'intérieur de cette distance. Le produit de convolution de la fonction Gaussienne 2D et des images 2D segmentées a permis de définir une fonction décrivant la superposition entre la fonction Gaussienne et les images. L'application d'une fenêtre Gaussienne a ensuite permis d'identifier les pics de cette fonction, qui correspondent aux images les plus superposées à la fonction Gaussienne. Grâce à la dimension particulière choisie pour définir la fonction Gaussienne, ces pics ont pu être associés aux centres des corps vertébraux.

Une fois les centres identifiés, ils ont été utilisés afin de séparer le volume intraopératoire en sous-volumes. Pour l'identification de chaque vertèbre V_i , les centres C_{i-1} et C_{i+1} des vertèbres adjacentes V_{i-1} et V_{i+1} ont été utilisés pour définir un sous-volume d'intérêt, permettant de simplifier l'identification et l'étiquetage des vertèbres. Chaque sous-volume inclut des voxels associés à V_i , V_{i-1} et à V_{i+1} .

Plusieurs opérations morphologiques ont été appliquées afin d'étiqueter V_i . D'abord, 5 opérations successives d'erosion ont été appliquées pour séparer les vertèbres l'une de l'autre. Par la suite, les objets présentant une connexion 3D de 6 voxels ont été identifiés. Seuls les 3 objets les plus grands (caractérisés par un plus grand nombre de voxels) ont été pris en compte pour les étapes suivantes. En effet, il est raisonnable de supposer que ces objets correspondent aux vertèbres V_i , V_{i-1} et V_{i+1} . L'objet positionné au milieu a été étiqueté comme étant la vertèbre d'intérêt V_i . Plusieurs opérations morphologiques de dilatation ont été appliquées successivement afin de compléter l'identification de tous les voxels appartenant à V_i . Deux critères ont été choisis pour

sélectionner les voxels à étiqueter comme appartenant à V_i , et pour choisir quand arrêter les opérations de dilatation :

- un voxel est étiqueté comme appartenant à V_i si et seulement si il est un voxel de valeur 1 dans le volume de départ. Cela signifie que, si un voxel ne fait pas partie du volume définissant la colonne vertébrale, il ne peut pas être sélectionné comme appartenant à V_i ;
- un voxel ne peut avoir qu'une seule étiquette. Cela signifie qu'un voxel ne peut pas être associé à deux vertèbres en même temps. Ce critère permet de définir les limites entre deux vertèbres.

En accord avec ces deux critères, les opérations de dilatation s'arrêtent lorsque le volume appartenant à V_i n'est plus modifié entre deux itérations successives. Ces opérations ont été répétées pour toutes les vertèbres, ce qui a permis d'obtenir un volume de la colonne vertébrale au sein duquel chaque vertèbre est caractérisée par une étiquette différente.

La méthode proposée a été testée sur trois modèles numériques, représentant trois configurations scoliotiques différentes. L'algorithme de tracé de segment de Bresenham a été utilisé afin d'obtenir un modèle voxelisé à partir de la surface de la colonne vertébrale. Ce modèle voxelisé reproduit un modèle segmenté, au sein duquel les voxels appartenant aux vertèbres sont associés à la valeur 1 et les autres voxels sont associés à la valeur 0. Pour les trois configurations, la position des centres des corps vertébraux a été évaluée visuellement. Par la suite, la proportion de voxels appartenant au rachis correctement étiquetés a été calculée selon la formule suivante :

$$C_s = \frac{VP_{spine}}{VOX_{spine}} \quad (4-2)$$

VP_{spine} est le nombre de voxels correctement étiquetés comme appartenant à la colonne vertébrale et VOX_{spine} est le nombre de voxels appartenant au modèle voxelisé original.

De plus l'identification de chaque vertèbre a été analysée. On a défini :

- VP les voxels correctement étiquetés comme appartenant à la vertèbre;
- VN les voxels correctement étiquetés comme n'appartenant pas à la vertèbre;
- FP les voxels erronément étiquetés comme appartenant à la vertèbre;

- FN les voxels erronément étiquetés comme n'appartenant pas à la vertèbre.

Deux paramètres ont été évalués : la sensibilité (S_e) qui mesure la proportion de voxels correctement étiquetés comme appartenant à la vertèbre et la spécificité (S_p) qui mesure la proportion de voxels correctement étiquetés comme n'appartenant pas à la vertèbre.

$$S_e = \frac{VP}{VP + VN} \quad (4-3)$$

$$S_p = \frac{VN}{VN + FP} \quad (4-4)$$

4.3.1 Résultats

4.3.1.1 Identification des centres des corps vertébraux

Le résultat du produit de convolution entre la fonction gaussienne et les images 2D pour les 3 modèles est montré à la Figure 4-5. On peut constater visuellement que la fonction Gaussienne définie permet d'identifier 17 pics (associés aux centres des corps vertébraux).

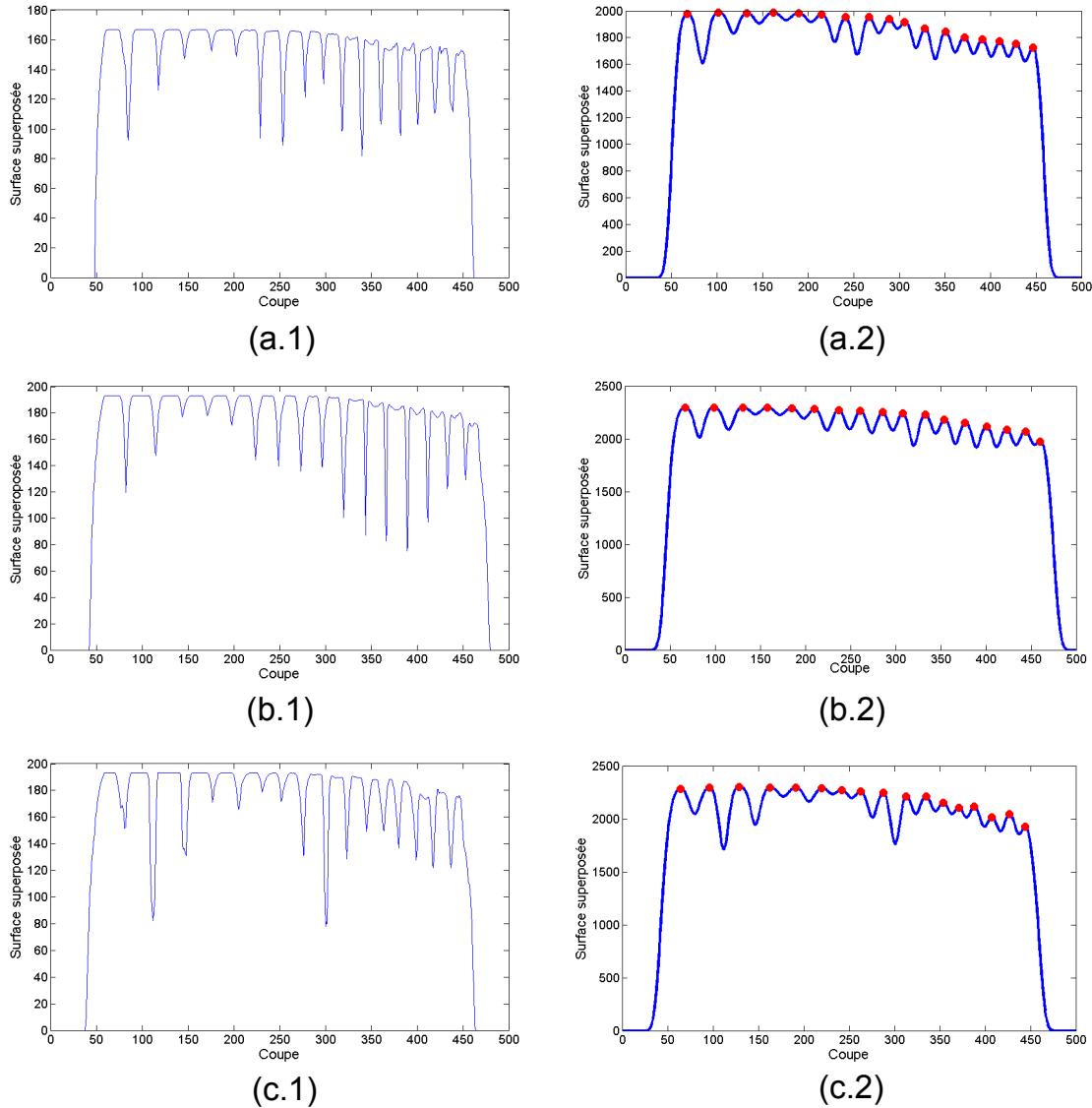


Figure 4-5 : Résultat du produit de convolution entre la fonction Gaussienne et les images 2D pour les 3 modèles, avant filtrage (a.1, b.1, c.1) et après filtrage (a.2, b.2, c.2)

Pour chacun des trois modèles numériques, représentant trois configurations scoliotiques différentes, la Figure 4-6 montre la position des centres des vertèbres.

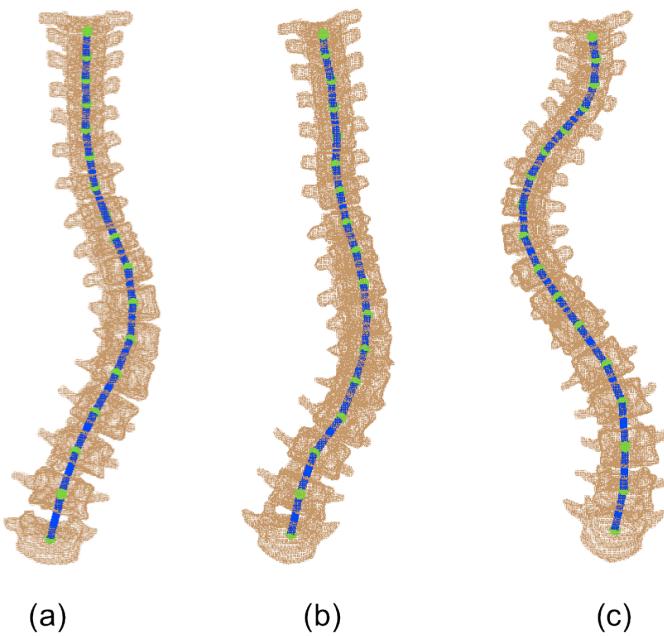


Figure 4-6 : Positionnement des centres des vertèbres pour les 3 modèles (a, b, c) identifiés grâce au produit de convolution avec la fonction Gaussienne.

4.3.1.2 Étiquetage des vertèbres

La méthode proposée permet d'identifier le volume associé au rachis avec une exactitude moyenne de 97.1% (respectivement 97.5%, 96.5% et 97.3% pour les trois modèles scoliotiques considérés). Pour l'identification de chaque vertèbre, la méthode proposée a une sensibilité moyenne de 97.6% et une spécificité moyenne de 99.6%. Les valeurs de sensibilité et de spécificité pour chaque vertèbre pour les trois modèles scoliotiques sont présentées dans le Tableau 4-3.

Tableau 4-3 : Sensibilité et spécificité de l'étiquetage pour les 3 modèles pour chaque vertèbre

Vertèbre	Modèle 1		Modèle 2		Modèle 3	
	Se	Sp	Se	Sp	Se	Sp
T1	96.8%	99.9%	83.2%	99.9%	90.1%	100.0%
T2	96.9%	100.0%	97.5%	93.9%	96.5%	97.2%
T3	97.1%	100.0%	97.6%	100.0%	97.1%	100.0%
T4	96.3%	100.0%	97.5%	100.0%	96.3%	100.0%
T5	95.8%	100.0%	96.7%	100.0%	95.2%	100.0%
T6	96.5%	100.0%	96.7%	100.0%	95.5%	100.0%
T7	95.0%	100.0%	97.0%	100.0%	95.7%	100.0%
T8	95.8%	100.0%	96.8%	100.0%	95.9%	100.0%
T9	96.9%	100.0%	97.1%	100.0%	96.7%	100.0%
T10	97.7%	100.0%	97.5%	100.0%	97.8%	100.0%
T11	97.9%	100.0%	95.0%	100.0%	98.4%	100.0%
T12	98.1%	100.0%	98.2%	98.7%	98.2%	100.0%
L1	98.2%	100.0%	98.0%	100.0%	98.4%	100.0%
L2	98.1%	99.9%	98.0%	99.8%	97.0%	100.0%
L3	97.9%	100.0%	98.1%	99.9%	98.8%	99.3%
L4	98.3%	100.0%	91.0%	100.0%	98.4%	100.0%
L5	98.4%	100.0%	98.6%	92.7%	98.3%	100.0%

Les résultats obtenus suggèrent que la méthode développée permet d'obtenir une sensibilité et une spécificité moyenne élevées. Cependant, une analyse plus approfondie des résultats a permis de détecter certaines faiblesses de l'algorithme. Nous avons observé que les cas de sensibilité inférieure sont associés à un contact entre deux vertèbres adjacentes, comme illustré à la Figure 4-7. Cette figure montre une coupe du modèle 3 qui permet d'observer clairement un contact entre deux vertèbres adjacentes. Ce type de contact peut compromettre l'identification. En effet,

lors des opérations de dilatation, ce contact peut causer une mauvaise expansion des voxels en causant un étiquetage erroné.

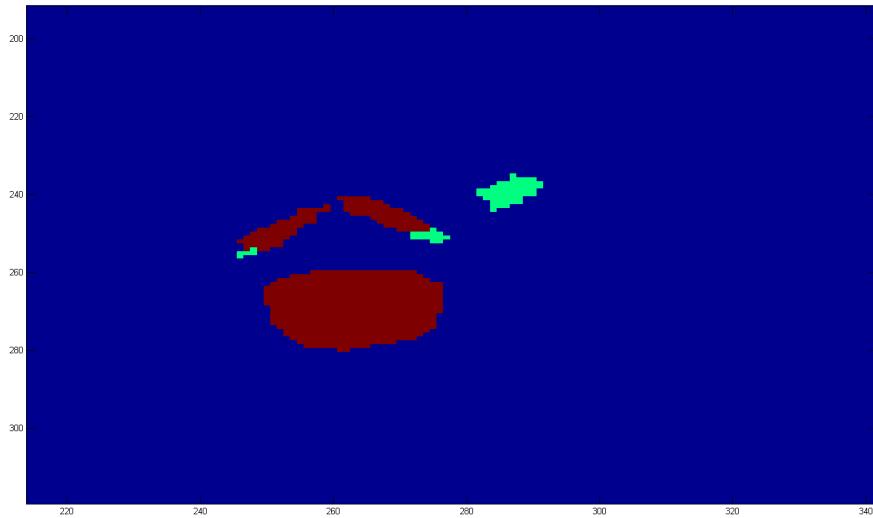


Figure 4-7 : Coupe du modèle 3 segmenté, permettant d'observer un contact critique entre 2 vertèbres adjacentes. Les deux couleurs représentent les voxels appartenant à 2 vertèbres différentes

CHAPITRE 5 DISCUSSION GÉNÉRALE

L'étude réalisée au cours de ce projet de maîtrise visait à développer et valider une méthode de mesure des déformations scoliotiques pendant la chirurgie, afin de fournir aux chirurgiens un outil d'évaluation de la correction atteinte. L'objectif de ce projet était d'exploiter les techniques d'imagerie médicale et de recalage existantes pour obtenir une quantification automatique des indices cliniques significatifs, afin d'évaluer la correction du rachis scoliotique en intraopératoire. La méthode développée a permis d'atteindre cet objectif, en fournissant une information quantitative, sans nécessiter d'opérations manuelles pendant la chirurgie (installation de marqueurs extérieurs sur les vertèbres ou identification de points anatomiques).

Dans un premier temps, l'hypothèse scientifique constituant la base de ce projet a été vérifiée grâce à une expérimentation avec un modèle de rachis synthétique. En effet, les résultats expérimentaux ont montré que la méthode développée permet d'estimer les angles de Cobb ainsi que les autres mesures angulaires avec une erreur inférieure à 5°, et les mesures linaires avec une erreur inférieure à 3.5 mm. L'AVR et l'orientation des plans de courbures maximales ont montré une erreur légèrement supérieure à 5°, car les méthodes de calcul utilisées sont très sensibles aux erreurs sur la position des repères anatomiques dans le plan transverse (Lam et al., 2008; Sangole et al., 2009).

Par la suite, une étude de sensibilité a permis de confirmer la faisabilité de modéliser la colonne vertébrale par recalage entre un modèle géométrique préopératoire, réalisé à partir de deux radiographies, et les images fluoroscopiques 3D intraopératoires, en évaluant la robustesse des algorithmes mis en place à l'aide de modèles numériques. Les modèles numériques ont permis d'examiner séparément deux sources d'erreur influençant le processus de recalage : une erreur dérivant de l'identification des repères anatomiques de la vertèbre sur lesquels est fondée la définition du modèle géométrique préopératoire, et une erreur dérivant de la segmentation de la vertèbre intraopératoire. Les résultats obtenus pour cette partie de l'étude ont montré que les techniques développées permettent d'obtenir une exactitude cliniquement acceptable pour l'orientation vertébrale, qui a été évaluée à partir de la séquence d'angles latéral-sagittal-axial. L'objectif de ce travail étant le calcul des déformations scoliotiques, une validation fondée sur l'orientation spatiale des vertèbres a été considérée comme plus appropriée qu'une validation fondée sur la distance point-surface. De plus, la simulation d'un bruit à la fois sur le modèle

préopératoire et intraopératoire aurait introduit des biais dans l'évaluation de la distance point-surface. C'est pourquoi cette variable n'a pas été incluse en phase de validation.

L'objectif du travail étant d'obtenir une méthode automatique, la procédure développée ne nécessite pas d'intervention manuelle d'un opérateur. Toutes les étapes du recalage sont effectuées de façon automatique et ne requièrent pas l'installation de marqueurs sur les vertèbres ni l'identification des repères anatomiques au cours de la chirurgie. Le temps de calcul nécessaire pour le recalage (PCA + calcul du champ scalaire de distances + optimisation non linéaire) est inférieur à 10 s pour chaque vertèbre (sur un Intel i5 680 3.6 GHz), ce qui permet d'obtenir la mise à jour du modèle géométrique entier en moins d'une minute et demie à partir du modèle intraopératoire précédemment segmenté. L'implémentation en parallèle de l'algorithme de recalage n'a pas été réalisée dans cette étude, mais ceci permettrait de réduire considérablement le temps de calcul nécessaire pour le recalage de toutes les vertèbres.

Dans le cadre de cette étude, l'attention a été focalisée sur le recalage entre un modèle géométrique préopératoire et les données intraopératoires du rachis, qui est une des étapes fondamentales pour la quantification des déformations scoliotiques pendant la chirurgie. Cependant, l'utilisation de cette procédure dans un contexte clinique demanderait un prétraitement des données intraopératoires afin de segmenter les images fluoroscopiques et d'identifier le modèle intraopératoire de chaque vertèbre de façon automatique. Ces étapes feront l'objet d'études plus approfondies au sein de notre laboratoire. Toutefois, une technique d'étiquetage des vertèbres à partir d'un modèle segmenté a été proposée dans ce travail. Cette technique a permis d'identifier les centres des corps vertébraux de façon robuste et elle a présenté une sensibilité et une spécificité moyenne élevée pour l'identification de chaque vertèbre. Cependant, une forte dépendance à la qualité de la segmentation a été remarquée. Un contact en 2D et 3D entre les voxels appartenant à 2 vertèbres différentes peut affecter fortement le résultat obtenu. Dans ce cas, en effet, l'algorithme montre une forte sensibilité au nombre d'opérations morphologiques d'erosion appliquées. Un nombre différent d'opérations d'erosion entraîne une dimension différente du noyau qui est utilisé comme état initial pour les opérations de dilatation. Ceci peut alors causer une erreur dans l'expansion de deux vertèbres adjacentes. Ce facteur rend l'application de l'algorithme très critique surtout au niveau thoracique où la dimension du disque intervertébral est plus petite et lorsqu'il existe un contact entre les facettes articulaires plus important. Dans ce cas, il est plus difficile d'assurer un étiquetage correct des vertèbres, ce qui se

traduit par une sensibilité inférieure au niveau thoracique. L'application de cet algorithme nécessiterait donc une étape de segmentation très précise permettant de prévenir un contact en 2D et en 3D entre deux vertèbres adjacentes. Une solution alternative serait l'utilisation d'un algorithme automatique permettant d'effectuer simultanément la segmentation et l'étiquetage des vertèbres, à l'aide d'un modèle statistique des vertèbres, comme cela a déjà été abordé par certains auteurs (Aslan et al., 2010; Klinder et al., 2009)

L'algorithme de recalage a été initialisé en utilisant l'analyse en composantes principales. Ceci a permis de définir une position de départ pour le recalage indépendante du changement de position de la vertèbre entre la configuration debout préopératoire et la position allongée intraopératoire. Par contre, nous avons observé que la position de départ identifiée n'était parfois pas optimale pour le recalage. Une recherche plus approfondie pour identifier une position de départ optimale permettrait de rendre encore plus stable le résultat de l'étape d'optimisation non linéaire. De plus, la position de départ a été définie en utilisant un paramètre angulaire calculé à partir de l'apophyse épineuse qui peut être retirée pendant la chirurgie, ce qui pourrait compromettre l'utilisation de cette méthode d'initialisation pendant la chirurgie.

L'algorithme de recalage considéré dans ce travail est fondé sur une transformation rigide sans facteurs d'échelle. Ce type de transformation a été choisi sur la base de la nature rigide des vertèbres et nous a permis d'obtenir des résultats cliniquement acceptables. Cependant, ce choix admet comme limite de ne pas permettre de corriger les éventuelles erreurs dans le positionnement des repères anatomiques sur le modèle géométrique préopératoire. Dans un premier temps, 3 facteurs d'échelle différents pour chaque axe avaient été ajoutés à la transformation, afin de corriger les éventuelles erreurs. Toutefois, nous avons observé que cela pouvait introduire des erreurs significatives dans le recalage. En effet, les erreurs les plus communément observées dans le modèle préopératoire se situent au niveau des apophyses transverses et de l'apophyse épineuse qui sont plus difficilement visibles sur les radiographies. Les facteurs d'échelle permettaient de corriger une partie de ces erreurs, mais ils introduisaient une dilatation/compression du corps vertébral et des pédicules. En considérant l'importance des repères anatomiques associés au corps vertébral et aux pédicules dans la définition des déformations scoliotiques, les facteurs d'échelle ont été éliminés pour la suite du projet.

Il serait possible d'améliorer l'algorithme de recalage en considérant une transformation élastique permettant de prendre en compte des variations localisées entre le modèle préopératoire et celui intraopératoire. Cette solution présente une complexité dans l'automatisation du processus liée à l'identification des caractéristiques correspondantes entre les deux modèles (i.e. repères anatomiques). C'est pourquoi dans ce travail préliminaire, seul le recalage rigide a été considéré.

Pendant la phase de définition de la méthode, plusieurs tests ont été effectués pour déterminer si les apophyses transverses et l'apophyse épineuse pouvaient être éliminées pour le recalage. En considérant la complexité d'une identification automatique des apophyses dans les données intraopératoires, les apophyses ont été partialement éliminées sur le modèle préopératoire. En particulier, les repères anatomiques associés aux apophyses ont été utilisés pour définir un plan de coupe. Plusieurs distances de coupe ont été analysées (de 10% à 80% de la taille de l'apophyse). Cependant, les résultats obtenus n'ont pas permis d'identifier une distance de coupe optimale. De plus, nous avons observé visuellement que la coupe des apophyses pouvait affecter fortement le résultat du recalage au niveau du corps vertébral. La forme particulière des apophyses constitue en effet un élément fondamental pour la définition de l'orientation de la vertèbre, et l'on a donc décidé de garder les apophyses entières pour la suite de l'étude.

Les éventuelles erreurs dans le modèle préopératoire ont tout de même été prises en compte dans la définition de la fonction de coût à minimiser pour le calcul des paramètres de transformation. Tous les points du modèle préopératoire ont été pondérés par un poids corrélé à l'erreur de sélection des repères anatomiques sur les radiographies préopératoires. Ce facteur, ainsi que l'écart type des distances σ_D , également pris en compte dans la fonction de coût, ont permis de privilégier le bon positionnement des repères anatomiques les plus importants dans la définition des déformations scoliotiques, tels que les repères du corps vertébral et des pédicules.

La comparaison avec une méthode de la littérature, basée sur un Iterative Closest Point optimisé avec la méthode Levenberg-Marquardt, a permis de confirmer que les modifications introduites dans la fonction de coût de l'ICP (écart type de distances et poids sur les points du modèle préopératoire) garantissent un résultat comparable ou meilleur par rapport aux méthodes de recalage existantes. Toutefois, il est important de mettre en évidence certaines différences entre les deux méthodes. Dans le cas où l'on simule une erreur sur les repères du corps vertébral et des pédicules, la méthode de Fitgibbon (2003) permet d'obtenir des résultats légèrement meilleurs

(d'environ 0.2°). Par contre, la méthode développée permet d'obtenir une erreur plus faible en présence d'un bruit sur les parties postérieures de la vertèbre (d'environ 0.3°). Ceci est un effet conséquent à l'introduction des poids dans la fonction de coût. Le poids plus élevé accordé aux points du corps vertébral et des pédicules augmente l'impact de ces points lorsque l'on simule une erreur sur ces zones anatomiques. Par contre, les points autour des apophyses ont été pondérés avec un poids plus faible, ce qui permet de réduire l'erreur lorsque l'on introduit une erreur au niveau de l'identification des parties postérieures. Dans le cas de bruits sur l'ensemble des repères anatomiques, la méthode développée est également légèrement meilleure (d'environ 0.1°) que la méthode choisie pour la comparaison.

Pour conclure la discussion sur l'algorithme de recalage développé dans le cadre de ce travail, il est important de souligner que la méthode choisie prend en compte une seule vertèbre à la fois. D'autres travaux dans la littérature proposent une approche de recalage basée sur l'utilisation d'un modèle articulé de la colonne vertébrale (Boisvert et al., 2008; Harmouche et al., 2013). Cette solution n'a pas été considérée dans ce travail car elle demanderait l'identification des repères anatomiques dans le modèle intraopératoire afin de calculer les transformations intervertébrales, ce qui compromettrait le caractère automatique de l'algorithme. Cependant, cela pourrait constituer une solution intéressante à approfondir dans des études futures.

Le système d'imagerie utilisé pour obtenir l'information sur le positionnement intraopératoire est l'O-Arm®, qui est actuellement disponible au CHU Sainte-Justine. L'avantage de ce système est de permettre l'acquisition de la géométrie 2D et 3D du patient en salle de chirurgie en quelques dizaines de secondes. Plusieurs études ont déjà démontré la fiabilité de cet appareil pour guider l'insertion des vis pédiculaires en temps réel (Larson et al., 2012; Silbermann et al., 2011). C'est pourquoi on a choisi d'analyser s'il était possible de l'exploiter pour obtenir également des informations quantitatives au cours de la chirurgie. Cependant, ce système présente des caractéristiques qui constituent une limite pour l'application clinique de la procédure développée. L'anneau de l'O-Arm a une dimension telle que le segment anatomique scanné a une longueur de 15 cm, ce qui est insuffisant pour scanner la colonne vertébrale entière. Dans le cadre de ce projet, un protocole provisoire pour l'acquisition des images a été mis en place afin de scanner l'ensemble du rachis synthétique. Une règle a été positionnée à côté du modèle synthétique et le laser de l'O-Arm a permis de lire sur la règle la distance entre deux acquisitions d'images consécutives. La distance considérée a toujours été inférieure à 15 cm afin d'assurer une

superposition entre deux groupes d'images adjacents, tout en considérant les distorsions des images aux extrémités. Toutefois, ce protocole ne peut pas être appliqué dans un contexte clinique réel, car il nécessite un temps de lecture des valeurs sur la règle important et expose le patient à une dose élevée de radiations (1-31 mSv pour un nombre de scans inférieur à 3 selon l'étude de Lange et al. (2013)).

Nous avons ici choisi la méthode de reconstruction développée par Humbert et *al.* (2008) pour définir le modèle géométrique préopératoire. Cependant, d'autres techniques de reconstruction 3D du rachis peuvent être utilisées à condition que chaque vertèbre soit représentée à la fois par une surface et par des repères anatomiques suffisants pour la quantification des déformations scoliotiques (Cheriet et al., 1999; Dansereau et al., 1988; Delorme et al., 2003; Kadoury et al., 2007). Dans ce cas il faudrait modifier de manière adéquate la définition des poids introduits dans la fonction de coût.

La procédure mise en place permet de déterminer la position du patient au début de la chirurgie et de calculer les déformations scoliotiques dans cette position. Ceci implique la prise en compte des changements de forme du rachis entre la position debout préopératoire et la position allongée intraopératoire (Delorme et al., 2000). Toutefois, cette méthode ne prend pas en compte les modifications du modèle vertébral intraopératoire qui pourraient dériver des procédures d'instrumentation ainsi que d'une ostéotomie. Il s'agit de manœuvres qui introduisent des différences de topologie entre le modèle préopératoire et celui intraopératoire et qui peuvent donc affecter le résultat du recalage. C'est pourquoi une idée alternative serait de ne pas effectuer un nouveau recalage à chaque étape de la chirurgie, mais de profiter de la présence du navigateur associé à l'O-Arm pour effectuer une mise à jour automatique du modèle défini au début de la chirurgie. En salle de chirurgie, tous les instruments chirurgicaux sont identifiables par des marqueurs optiques. Le suivi du mouvement de ces instruments pourrait être associé à un changement de position des vertèbres et permettre une modification automatique du modèle intraopératoire. Des outils de simulation chirurgicale utilisés actuellement en préopératoire sont capables d'associer les mouvements d'un instrument chirurgical (i.e. une rotation) à une modification dans la position des vertèbres (Aubin et al., 2008). Des travaux de recherche sont actuellement en cours dans notre laboratoire pour tenter de transférer cet outil en salle de chirurgie et de l'utiliser dans ce sens.

Le modèle géométrique intraopératoire obtenu grâce au recalage pourrait ainsi être utilisé pour mettre à jour les simulations d'instrumentation préopératoires pendant la chirurgie. Ce travail a déjà été abordé dans notre laboratoire (Cartiaux et al., 2012), en utilisant des sphères métalliques fixées sur les vertèbres pour le recalage du modèle préopératoire en intraopératoire. Cette étude a montré que la mise à jour de la trajectoire de vis planifiée avant la chirurgie pouvait être atteinte avec une erreur inférieure à 0.5 mm. La procédure développée dans le cadre de cette maîtrise permettrait d'automatiser l'étape de recalage du modèle et donc de guider l'insertion des vis pédiculaires selon la trajectoire planifiée avant la chirurgie.

Finalement, les résultats présentés démontrent que l'on peut exploiter les techniques d'imagerie médicales et de recalage actuellement existantes afin de calculer les déformations scoliotiques pendant la chirurgie. Cependant, en considérant le caractère préliminaire de ce travail, l'étude a été limitée à un modèle de rachis synthétique. Dans les prochaines étapes, il sera nécessaire de valider les outils de recalage sur des modèles issus d'un vrai patient.

CONCLUSIONS

L'objectif de ce travail était de développer une méthode de mesure capable de quantifier automatiquement des déformations scoliotiques pertinentes pour l'évaluation de la correction pendant la chirurgie.

La méthode de mesure intraopératoire des déformations rachidiennes consiste à réaliser le recalage d'un modèle géométrique préopératoire, à partir d'images médicales acquises au début de la chirurgie. Le modèle géométrique préopératoire a été construit à partir de repères anatomiques vertébraux identifiés manuellement par un opérateur sur les radiographies biplanaires en position debout. Le positionnement intraopératoire en décubitus ventral a été numérisé à partir d'un appareil d'imagerie fluoroscopique 2D/3D (O-Arm®). Un recalage rigide entre un modèle géométrique préopératoire et les images intraopératoires a permis la mise à jour des repères vertébraux utilisés pour la quantification automatique des indices cliniques du rachis scoliotique.

La validation conduite sur un modèle de rachis synthétique et sur des modèles simulés numériquement a permis de confirmer la possibilité de quantifier les déformations scoliotiques pendant la chirurgie, avec une précision comparable avec les mesures préopératoires. Toutefois, il s'agit d'un résultat préliminaire qui nécessite une étude plus approfondie afin d'être confirmé.

La discussion présentée au chapitre 5 a permis d'identifier les recommandations et suggestions suivantes pour les travaux futurs:

- Améliorer l'identification de la position initiale de l'algorithme de recalage pour assurer la convergence de l'Iterative Closest Point vers la bonne solution.
- Implémenter le recalage de chaque vertèbre en parallèle afin de réduire le temps de calcul nécessaire à l'obtention du modèle géométrique intraopératoire.
- Modifier l'algorithme de recalage pour prendre en compte une transformation élastique permettant de corriger localement les éventuelles erreurs de positionnement des repères anatomiques dans le modèle préopératoire.
- Automatiser le prétraitement des images médicales intraopératoires nécessaires pour obtenir le modèle 3D intraopératoire qui est ensuite utilisé pour le recalage. Une première

solution consisterait à développer un algorithme de segmentation permettant d'appliquer l'algorithme d'étiquetage des vertèbres proposé dans cette étude. Il faudrait alors améliorer la sensibilité de cet algorithme ainsi que le temps de calcul, qui est actuellement d'environ 2-3 minutes par vertèbre. Alternativement, un algorithme automatique permettant d'effectuer simultanément la segmentation et l'étiquetage de vertèbres pourrait représenter une solution souhaitable pour notre problématique.

- Définir une méthode d'acquisition des images fluoroscopiques intraopératoires permettant de fusionner plusieurs groupes d'images tout en limitant l'exposition du patient aux rayons X. Une solution envisageable serait l'utilisation de marqueurs optiques placés sur l'O-Arm. Ceci permettrait de repérer la position spatiale de l'appareil d'imagerie par l'intermédiaire du système de navigation et d'en déduire la distance entre deux groupes d'images consécutifs. De plus, la définition avant la chirurgie du nombre minimum de groupes d'images nécessaires afin de scanner la colonne entière permettrait de réduire l'exposition du patient aux radiations.
- Exploiter le système de navigation disponible avec l'O-Arm et les outils de simulations chirurgicales (Aubin et al., 2008) afin de mettre à jour automatiquement, au fur et à mesure de l'opération, le modèle intraopératoire calculé au début de la chirurgie sans besoin de scanner plusieurs fois le patient.
- Valider les algorithmes de recalage en utilisant les images médicales d'un vrai patient. Ceci permettrait d'analyser l'effet des déformations locales de la vertèbre ainsi que de la présence de tissus mous et d'autres structures anatomiques sur l'algorithme de recalage et, en conséquence, sur le calcul des indices cliniques intraopératoires.

Les études réalisées dans ce travail de maîtrise ont permis de valider l'hypothèse de recherche principale, ainsi que de prouver la faisabilité d'utiliser les appareils d'imagerie et les techniques de recalage actuellement existantes pour le calcul automatique des indices cliniques du rachis pendant la chirurgie, ce qui constituait la question de recherche de ce travail de maîtrise. L'intégration de certaines recommandations proposées ici permettrait d'obtenir un outil plus complet et sécurisé pour les patients. Dans ce cas, une validation fondée sur une étude clinique pourrait être effectuée afin d'analyser l'efficacité réelle de la méthode présentée. L'utilisation de cet outil en salle de chirurgie, combiné avec les outils de simulations chirurgicales actuellement

utilisés pour la planification chirurgicale préopératoire, pourrait éventuellement permettre d'optimiser la correction obtenue.

RÉFÉRENCES

- Amiot, L.-P., Labelle, H., de Guise, J. A., Sati, M., & Rivard, C.-H. (1995). Computer-assisted pedicle screw fixation-a feasibility study. *Spine, 20*(10), 1208-1212.
- Asher, M. A., & Burton, D. C. (2006). Adolescent idiopathic scoliosis: natural history and long term treatment effects. *Scoliosis, 1*(1), 2.
- Aslan, M. S., Ali, A., Rara, H., & Farag, A. A. (2010). *An automated vertebra identification and segmentation in CT images*. Paper presented at the Image Processing (ICIP), 2010 17th IEEE International Conference on.
- Aubin, C. E., Bellefleur, C., Joncas, J., de Lanauze, D., Kadoury, S., Blanke, K., et al. (2011). Reliability and accuracy analysis of a new semiautomatic radiographic measurement software in adult scoliosis. *Spine, 36*(12), E780-E790.
- Aubin, C. E., Dansereau, J., Parent, F., Labelle, H., & de Guise, J. A. (1997). Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine. *Medical and Biological Engineering and Computing, 35*(6), 611-618.
- Aubin, C. E., Labelle, H., Chevrefils, C., Desroches, G., Clin, J., & Eng, A. B. M. (2008). Preoperative planning simulator for spinal deformity surgeries. *Spine, 33*(20), 2143-2152.
- Aubin, C. E., Petit, Y., Stokes, I. A. F., Poulin, F., Gardner-Morse, M., & Labelle, H. (2003). Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine. *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering, 6*(1), 27-32.
- Besl, P. J., & McKay, N. D. (1992). A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 14*(2), 239-256. doi: 10.1109/34.121791
- Boisvert, J., Cheriet, F., Pennec, X., Labelle, H., & Ayache, N. (2008). Geometric variability of the scoliotic spine using statistics on articulated shape models. *Medical Imaging, IEEE Transactions on, 27*(4), 557-568.
- Bruners, P., Penzkofer, T., Nagel, M., Elfring, R., Gronloh, N., Schmitz-Rode, T., et al. (2009). Electromagnetic tracking for CT-guided spine interventions: phantom, ex-vivo and in-vivo results. *European Radiology, 19*(4), 990-994.
- Burghardt, A. J., Link, T. M., & Majumdar, S. (2011). High-resolution computed tomography for clinical imaging of bone microarchitecture. *Clinical Orthopaedics and Related Research, 469*(8), 2179-2193. doi: 10.1007/s11999-010-1766-x
- Cartiaux, O., Aubin, C. E., Labelle, H., & Cheriet, F. (2012). Toward the next generation of simulator for intraoperative navigation of scoliotic spine surgeries. *Studies in Health Technology and Informatics, 176*, 322-325.
- Cassar-Pullicino, V. N., & Eisenstein, S. M. (2002). Imaging in scoliosis: what, why and how? *Clinical Radiology, 57*(7), 543-562.

- Challis, J. H. (1995). A procedure for determining rigid body transformation parameters. *Journal of Biomechanics*, 28(6), 733-737.
- Chang, M. S., & Lenke, L. G. (2009). Vertebral Derotation in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 19(1), 19-23.
- Cheriet, F., Dansereau, J., Petit, Y., Aubin, C. E., Labelle, H., & de Guise, J. A. (1999). Towards the self-calibration of a multiview radiographic imaging system for the 3D reconstruction of the human spine and rib cage. *International journal of pattern recognition and artificial intelligence*, 13(05), 761-779.
- Cheriet, F., Laporte, C., Kadoury, S., Labelle, H., & Dansereau, J. (2007). A novel system for the 3-D reconstruction of the human spine and rib cage from biplanar X-ray images. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 54(7), 1356-1358.
- Cotrel, Y., Dubousset, J., & Guillaumat, M. (1988). New universal instrumentation in spinal surgery. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 227, 10-23.
- Dansereau, J., & Stokes, I. A. F. (1988). Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage. *Journal of Biomechanics*, 21(11), 893-901.
- Delorme, S., Labelle, H., Poitras, B., Rivard, C. H., Coillard, C., & Dansereau, J. (2000). Pre-, intra-, and postoperative three-dimensional evaluation of adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Spinal Disorders*, 13(2), 93-101.
- Delorme, S., Petit, Y., de Guise, J. A., Labelle, H., Aubin, C. E., & Dansereau, J. (2003). Assessment of the 3-D reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 50(8), 989-998.
- Desroches, G., Aubin, C.-E., Sucato, D. J., & Rivard, C.-H. (2007). Simulation of an anterior spine instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis using a flexible multi-body model. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 45(8), 759-768.
- Driscoll, M., Mac-Thiong, J. M., Labelle, H., & Parent, S. (2013). Development of a detailed volumetric finite element model of the spine to simulate surgical correction of spinal deformities. *Biomed Res Int*, 2013, 931741. doi: 10.1155/2013/931741
- Dubousset, J., Charpak, G., Dorion, I., Skalli, W., Lavaste, F., de Guise, J., et al. (2005). Une nouvelle imagerie ostéo-articulaire basse dose en position debout : le système EOS. *Radioprotection*, 40(02), 245-255. doi: doi:10.1051/radiopro:2005010
- Duong, L., Mac-Thiong, J.-M., & Labelle, H. (2009). Real time noninvasive assessment of external trunk geometry during surgical correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Scoliosis*, 4(5).
- Elfring, R., de la Fuente, M., & Radermacher, K. (2010). Assessment of optical localizer accuracy for computer aided surgery systems. *Computer Aided Surgery*, 15(1-3), 1-12.

- Fitzgibbon, A. W. (2003). Robust registration of 2D and 3D point sets. *Image and Vision Computing*, 21(13), 1145-1153.
- Gardner-Morse, M., & Stokes, I. A. F. (1994). Three-dimensional simulations of the scoliosis derotation maneuver with Cotrel-Dubousset instrumentation. *Journal of Biomechanics*, 27(2), 177-181.
- Gelalis, I. D., Paschos, N. K., Pakos, E. E., Politis, A. N., Arnaoutoglou, C. M., Karageorgos, A. C., et al. (2012). Accuracy of pedicle screw placement: a systematic review of prospective in vivo studies comparing free hand, fluoroscopy guidance and navigation techniques. *European Spine Journal*, 21(2), 247-255.
- Ghanem, I. B., Hagnere, F., Dubousset, J. F., Watier, B., Skalli, W., & Lavaste, F. (1997). Intraoperative Optoelectronic Analysis of Three-Dimensional Vertebral Displacement After Cotrel-Dubousset Rod Rotation: A Preliminary Report. *Spine*, 22(16), 1913-1921.
- Glossop, N., & Hu, R. (1997). Assessment of vertebral body motion during spine surgery. *Spine*, 22(8), 903-909.
- Gonschorek, O., Hauck, S., Spiegl, U., Weiß, T., Pätzold, R., & Bühren, V. (2011). O-arm®-based spinal navigation and intraoperative 3D-imaging: first experiences. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*, 37(2), 99-108.
- Harmouche, R., Cheriet, F., Labelle, H., & Dansereau, J. (2013). Multimodal image registration of the scoliotic torso for surgical planning. *BMC Medical Imaging*, 13(1), 1.
- Harrington, P. R. (1973). The history and development of Harrington instrumentation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 227, 3-5.
- Hebecker, A. (2004). C-Arm-Based Navigation *Navigation and Robotics in Total Joint and Spine Surgery* (pp. 17-23): Springer Berlin Heidelberg.
- Hill, D. L. G., & Batchelor, P. (2001). Registration methodology: concepts and algorithms. *Medical image registration*, 39-70.
- Holly, L. T., & Foley, K. T. (2007). Image guidance in spine surgery. *Orthopedic Clinics of North America*, 38(3), 451-461.
- Humbert, L. (2008). *Contribution à l'automatisation du traitement des radiographies du système ostéoarticulaire pour la modélisation géométrique et l'analyse clinique*. (PhD), Arts et Métiers ParisTech, Paris, France.
- Humbert, L., de Guise, J. A., Aubert, B., Godbout, B., & Skalli, W. (2009). 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Medical Engineering & Physics*, 31(6), 681-687.
- Jaramaz, B., & DiGioia Iii, A. M. (2004). CT-based navigation systems *Navigation and Robotics in Total Joint and Spine Surgery* (pp. 10-16): Springer.

- Jolliffe, I. (2005). *Principal Component Analysis* (2nd ed.): Wiley Online Library.
- Kadoury, S., Cheriet, F., & Labelle, H. (2010). Self-calibration of biplanar radiographic images through geometric spine shape descriptors. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 57(7), 1663-1675.
- Kadoury, S., Cheriet, F., Laporte, C., & Labelle, H. (2007). A versatile 3D reconstruction system of the spine and pelvis for clinical assessment of spinal deformities. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 45(6), 591-602.
- Kadoury, S., & Paragios, N. (2009). Surface/volume-based articulated 3D spine inference through Markov Random Fields *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-MICCAI 2009* (pp. 92-99): Springer.
- Kapandji, I. A., & Kapandji, A. I. (2005). *Physiologie articulaire: schémas commentés de mécanique humaine. Épaule, coude, prono-supination, poignet, main*: Maloine.
- King, H. A., Moe, J. H., Bradford, D. S., & Winter, R. B. (1983). The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *Journal of Bone and Joint Surgery (American Volume)*, 65(9), 1302-1313.
- Klinder, T., Ostermann, J., Ehm, M., Franz, A., Kneser, R., & Lorenz, C. (2009). Automated model-based vertebra detection, identification, and segmentation in CT images. *Medical Image Analysis*, 13(3), 471-482.
- Knudson, D. V. (2007). *Fundamentals of biomechanics*: Springer.
- Kowal, J., Langlotz, F., & Nolte, L. P. (2007). Basics of computer-assisted orthopaedic surgery *Navigation and MIS in Orthopedic Surgery* (pp. 2-8): Springer.
- Kuklo, T. R., Potter, B. K., O'Brien, M. F., Schroeder, T. M., Lenke, L. G., & Polly Jr, D. W. (2005a). Reliability analysis for digital adolescent idiopathic scoliosis measurements. *Journal of spinal disorders & techniques*, 18(2), 152-159.
- Kuklo, T. R., Potter, B. K., Polly Jr, D. W., O'Brien, M. F., Schroeder, T. M., & Lenke, L. G. (2005b). Reliability analysis for manual adolescent idiopathic scoliosis measurements. *Spine*, 30(4), 444-454.
- Labelle, H., Aubin, C. E., Jackson, R., Lenke, L., Newton, P., & Parent, S. (2011). Seeing the spine in 3D: how will it change what we do? *Journal of Pediatric Orthopedics*, 31, S37-S45.
- Labelle, H., Dansereau, J., Bellefleur, C., & Jéquier, J. C. (1995). Variability of geometric measurements from three-dimensional reconstructions of scoliotic spines and rib cages. *European Spine Journal*, 4(2), 88-94.
- Lafage, V., Dubousset, J., Lavaste, F., & Skalli, W. (2004). 3D finite element simulation of Cotrel-Dubousset correction. *Computer Aided Surgery*, 9(1-2), 17-25. doi: 10.3109/10929080400006390

Lalonde, N. M., Aubin, C. E., Pannetier, R., & Villemure, I. (2008). Finite element modeling of vertebral body stapling applied for the correction of idiopathic scoliosis: preliminary results. *Stud Health Technol Inform*, 140, 111-115.

Lam, G. C., Hill, D. L., Le, L. H., Raso, J. V., & Lou, E. H. (2008). Vertebral rotation measurement: a summary and comparison of common radiographic and CT methods. *Scoliosis*, 3(1), 16.

Lange, J., Karella, A., Street, J., Eck, J. C., Lapinsky, A., Connolly, P. J., et al. (2013). Estimating the Effective Radiation Dose Imparted to Patients by Intraoperative Cone-Beam Computed Tomography in Thoracolumbar Spinal Surgery. *Spine*, 38(5), E306-E312 310.1097/BRS.1090b1013e318281d318270b.

Larson, A. N., Santos, E. R. G., Polly Jr, D. W., Ledonio, C. G. T., Sembrano, J. N., Mielke, C. H., et al. (2012). Pediatric pedicle screw placement using intraoperative computed tomography and 3-dimensional image-guided navigation. *Spine*, 37(3), E188-E194.

Lavallée, S., Cinquin, P., & Troccaz, J. (1997). Computer integrated surgery and therapy: state of art. *Studies in Health Technology and Informatics*, 30, 239 - 309.

Lavallée, S., Sautot, P., Troccaz, J., Cinquin, P., & Merloz, P. (1995a). Computer-assisted spine surgery: a technique for accurate transpedicular screw fixation using CT data and a 3-D optical localizer. *Computer Aided Surgery*, 1(1), 65-73.

Lavallée, S., & Szeliski, R. (1995b). Recovering the position and orientation of free-form objects from image contours using 3D distance maps. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 17(4), 378-390.

Le Borgne, P., Skalli, W., Lecire, C., Dubousset, J., Zeller, R., & Lavaste, F. (1999). Simulation of CD Surgery on a Personalized Finite Element Model: Preliminary results. *Studies in Health Technology and Informatics*, 59, 126 - 129.

Lenke, L. G., Betz, R. R., Harms, J., Bridwell, K. H., Clements, D. H., Lowe, T. G., et al. (2001). Adolescent idiopathic scoliosis a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 83(8), 1169-1181.

Lowe, T. G., Edgar, M., Margulies, J. Y., Miller, N. H., Raso, V. J., Reinker, K. A., et al. (2000). Etiology of Idiopathic Scoliosis: Current Trends in Research*. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 82(8), 1157-1157.

Mac-Thiong, J. M., Aubin, C. E., Dansereau, J., de Guise, J. A., Brodeur, P., & Labelle, H. (1999). Registration and geometric modelling of the spine during scoliosis surgery: a comparison study of different pre-operative reconstruction techniques and intra-operative tracking systems. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 37(4), 445-450. doi: 10.1007/BF02513328

Madsen, K., Nielsen, H. B., & Tingleff, O. (2004). Methods for Non-Linear Least Squares Problems (2nd ed.): Informatics and Mathematical Modelling, Technical University of Denmark, {DTU}.

Maintz, J. B., & Viergever, M. A. (1998). A survey of medical image registration. *Medical Image Analysis*, 2(1), 1-36.

Majdouline, Y., Aubin, C.-E., Wang, X., Sangole, A., & Labelle, H. (2012). Preoperative assessment and evaluation of instrumentation strategies for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: computer simulation and optimization. *Scoliosis*, 7(1), 21.

Manzotti, A., Cerveri, P., De Momi, E., Pullen, C., & Confalonieri, N. (2011). Does computer-assisted surgery benefit leg length restoration in total hip replacement? Navigation versus conventional freehand. *International Orthopaedics*, 35(1), 19-24.

Markelj, P., Tomaževič, D., Likar, B., & Pernuš, F. (2012). A review of 3D/2D registration methods for image-guided interventions. *Medical Image Analysis*, 16(3), 642-661.

Medtronic. (2004). CD Horizon Legacy from
http://mtortho.com/public/CD_HORIZON_ENGAGE_6.35_ST.pdf

Medtronic. (2013). O-arm Surgical Imaging System. Retrieved 17/10, 2013

Merloz, P., Tonetti, J., Eid, A., Pittet, L., & Coulomb, M. (1997). *Computer-assisted versus manual spine surgery: clinical report*. Paper presented at the CVRMed-MRCAS'97.

Merloz, P., Troccaz, J., Vouaillat, H., Vasile, C., Tonetti, J., Eid, A., et al. (2007). Fluoroscopy-based navigation system in spine surgery. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 221(7), 813-820.

Mitton, D., Landry, C., Veron, S., Skalli, W., Lavaste, F., & de Guise, J. A. (2000). 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 38(2), 133-139.

Moré, J. J. (1978). The Levenberg-Marquardt algorithm: implementation and theory. In G. A. Watson (Ed.), *Numerical analysis* (pp. 105-116): Springer.

Muratore, D. M., Russ, J. H., Dawant, B. M., & Galloway, R. L. (2002). Three-dimensional image registration of phantom vertebrae for image-guided surgery: A preliminary study. *Computer Aided Surgery*, 7(6), 342-352.

Nolte, L. P., & Beutler, T. (2004). Basic principles of CAOS. *Injury*, 35 Suppl 1, S-a6-16. doi: 10.1016/j.injury.2004.05.005

Nolte, L. P., Visarius, H., Arm, E., Langlotz, F., Schwarzenbach, O., & Zamorano, L. (1995). Computer-aided fixation of spinal implants. *Computer Aided Surgery*, 1(2), 88-93.

O'Brien, M. F., Kuklo, T. R., Blanke, K. M., Lenke, L. G., & Spinal Deformity Study, G. (2004). *Radiographic Measurement Manual*. Memphis (TN): Medtronic Sofamor Danek.

Oliveira, F. P. M., & Tavares, J. M. R. S. (2012). Medical image registration: a review. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*(ahead-of-print), 1-21.

Parent, S., Aubin, C.-E., Newton, P. O., Lenke, L. G., Jackson, R. P., Jodoin-Fontaine, X., et al. (2011). *Normal Values for the 3D Representation of the Planes of Maximum Curvatures (da Vinci representation) in Asymptomatic Adolescents*. Paper presented at the IMAST-18th International Meeting on Advanced Spine Technique, Copenhagen, Denmark.

Pomero, V., Mitton, D., Laporte, S., de Guise, J. A., & Skalli, W. (2004). Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model. *Clinical Biomechanics*, 19(3), 240-247.

Reamy, B. V., & Slakey, J. B. (2001). Adolescent idiopathic scoliosis: review and current concepts. *American Family Physician*, 64(1), 111-116.

Redaelli, A., & Montevercchi, F. (2007). *Biomeccanica. Analisi multiscala di tessuti biologici*: Pàtron.

Rohlmann, A., Burra, N. K., Zander, T., & Bergmann, G. (2007). Comparison of the effects of bilateral posterior dynamic and rigid fixation devices on the loads in the lumbar spine: a finite element analysis. *European Spine Journal*, 16(8), 1223-1231. doi: 10.1007/s00586-006-0292-8

Sangole, A. P., Aubin, C. E., Labelle, H., Stokes, I. A. F., Lenke, L. G., Jackson, R., et al. (2009). Three-dimensional classification of thoracic scoliotic curves. *Spine*, 34(1), 91-99.

Silbermann, J., Riese, F., Allam, Y., Reichert, T., Koeppert, H., & Gutberlet, M. (2011). Computer tomography assessment of pedicle screw placement in lumbar and sacral spine: comparison between free-hand and O-arm based navigation techniques. *European Spine Journal*, 20(6), 875-881.

Silva, F. E., & Lenke, L. G. (2009). Adolescent idiopathic scoliosis. *Surgical management of spinal deformities*, 97-118.

Skalli, W., Lavaste, F., & Desrimes, J.-L. (1995). Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis: what are the true values? *Spine*, 20(5), 546-553.

Stokes, I. A., & Gardner-Morse, M. (1993). Three-dimensional simulation of Harrington distraction instrumentation for surgical correction of scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 18(16), 2457-2464.

Stokes, I. A. F. (1989). Axial rotation component of thoracic scoliosis. *Journal of Orthopaedic Research*, 7(5), 702-708.

Stokes, I. A. F. (1994). Three-dimensional terminology of spinal deformity: a report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D terminology of spinal deformity. *Spine*, 19(2), 236-248.

Stokes, I. A. F., & Aubin, C. E. (2006). Scoliosis, Biomechanics of *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*: John Wiley & Sons, Inc.

- Tian, N.-F., Huang, Q.-S., Zhou, P., Zhou, Y., Wu, R.-K., Lou, Y., et al. (2011). Pedicle screw insertion accuracy with different assisted methods: a systematic review and meta-analysis of comparative studies. *European Spine Journal*, 20(6), 846-859.
- Tjardes, T., Shafizadeh, S., Rixen, D., Paffrath, T., Bouillon, B., Steinhausen, E. S., et al. (2010). Image-guided spine surgery: state of the art and future directions. *European Spine Journal*, 19(1), 25-45.
- Tomazevic, D., Likar, B., Slivnik, T., & Pernus, F. (2003). 3-D/2-D registration of CT and MR to X-ray images. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 22(11), 1407-1416.
- Ungi, T., Abolmaesumi, P., Jalal, R., Welch, M., Ayukawa, I., Nagpal, S., et al. (2012). Spinal needle navigation by tracked ultrasound snapshots.
- Villemin, I., Aubin, C. E., Dansereau, J., & Labelle, H. (2004). Biomechanical simulations of the spine deformation process in adolescent idiopathic scoliosis from different pathogenesis hypotheses. *European Spine Journal*, 13(1), 83-90.
- Wang, X., Aubin, C.-E., Crandall, D., & Labelle, H. (2011). Biomechanical modeling and analysis of a direct incremental segmental translation system for the instrumentation of scoliotic deformities. *Clinical Biomechanics*, 26(6), 548-555.
- Wang, X., Aubin, C.-E., Robitaille, I., & Labelle, H. (2012). Biomechanical comparison of alternative densities of pedicle screws for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*, 21(6), 1082-1090.
- Weese, J., Penney, G. P., Desmedt, P., Buzug, T. M., Hill, D. L., & 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.
- Weng, Y.-J., Hsu, R. W.-W., & Hsu, W.-H. (2009). Comparison of computer-assisted navigation and conventional instrumentation for bilateral total knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*, 24(5), 668-673.
- White, A. A., & Panjabi, M. M. A. (1990). *Clinical Biomechanics of the Spine*: Lippincott Williams & Wilkins.
- Yan, C. X. B., Goulet, B., Pelletier, J., Chen, S. J.-S., Tampieri, D., & Collins, D. L. (2011). Towards accurate, robust and practical ultrasound-CT registration of vertebrae for image-guided spine surgery. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 6(4), 523-537.

ANNEXE 1 – Algorithme de Levenberg-Marquardt

La théorie mathématique présentée ici est fondée sur l’explication de Fitzgibbon (2003).

L’algorithme de Levenberg-Marquardt est une méthode d’optimisation non-linéaire basée sur l’interpolation de la méthode de Gauss-Newton et du gradient descendant. Cet algorithme est souvent appliqué pour la résolution de problèmes de moindres carrés, tels que la minimisation de fonctions de la forme suivante :

$$E(\mathbf{a}) = \sum_{i=1}^N E_i^2(\mathbf{a}) \quad (\text{A1- } 1)$$

Le vecteur \mathbf{a} est le vecteur des paramètres à optimiser afin de minimiser la fonction $E(\mathbf{a})$. La fonction $E(\mathbf{a})$, qui dans le cas du recalage représente la fonction de coût, peut être exprimée comme la somme des carrés des résidus $E_i(\mathbf{a})$. Tous les résidus sont regroupés dans un vecteur $\mathbf{e}(\mathbf{a})$:

$$\mathbf{e}(\mathbf{a}) = \{E_i(\mathbf{a})\}_{i=1}^N \quad (\text{A1- } 2)$$

Le problème d’optimisation vise à estimer, à chaque itération k , le vecteur $\mathbf{a}_{k+1} = \mathbf{a}_k + \mathbf{x}$ permettant de réduire la fonction $E(\mathbf{a})$. Le développement en série de Taylor au voisinage de \mathbf{a} permet d’écrire :

$$E(\mathbf{a} + \mathbf{x}) = E(\mathbf{a}) + \nabla(E(\mathbf{a})) \cdot \mathbf{x} + \frac{1}{2!} ((\nabla^2(\mathbf{a})\mathbf{x})\mathbf{x}) + o(x^2) \quad (\text{A1- } 3)$$

En utilisant l’Eq. (A1- 2) on peut définir:

$$E(\mathbf{a}) = \mathbf{e}^T \mathbf{e} \quad (\text{A1- } 4)$$

$$\nabla E(\mathbf{a}) = 2(\nabla \mathbf{e})^T \mathbf{e} \quad (\text{A1- } 5)$$

$$\nabla E(\mathbf{a})^2 = 2(\nabla^2 \mathbf{e})^T \mathbf{e} + 2(\nabla \mathbf{e})^T \nabla \mathbf{e} \quad (\text{A1- } 6)$$

En utilisant les relations (A1- 4), (A1- 5) et (A1- 6), et en introduisant la matrice jacobienne $J = \nabla e$, on peut réécrire l'Eq. (A1- 3) sous la forme :

$$E(a + x) = e^T e + 2x^T J^T e + x^T J^T J x \quad (\text{A1- 7})$$

Ceci suppose $\nabla^2 e = 0$ (approximation de Gauss-Newton). La dérivée par rapport à la variable x de l'Eq. (A1- 7) s'exprime comme suit :

$$\nabla_x(E(a + x)) = 2J^T e + 2J^T J x \quad (\text{A1- 8})$$

En annulant l'Eq. (A1- 8), le paramètre x permettant d'estimer a_{k+1} est défini par :

$$x = -(J^T J)^{-1} J^T e \quad (\text{A1- 9})$$

Dans le cas où $\nabla E(a)$ est non nul, x permet de diminuer la valeur de $E(a)$.

Dans le cadre de la méthode du gradient descendant, x est calculé selon la relation suivante :

$$x = -\lambda^{-1} J^T e \quad (\text{A1- 10})$$

Le paramètre λ permet de choisir la taille du pas, afin de faciliter la convergence quand la position de départ est éloignée du minimum. Cependant, ceci implique de ralentir la convergence à mesure que l'on s'approche du minimum.

L'algorithme de Levenberg-Marquardt prend en compte une interpolation des deux méthodes (Eq. (A1- 9) et (A1- 10)), donc x s'exprime comme suit :

$$x = -(J^T J + \lambda)^{-1} J^T e \quad (\text{A1- 11})$$

Quand λ est grand, l'algorithme se déplace approximativement selon la méthode du gradient descendant pour s'approcher de la solution avec un pas plus grand, alors que si λ est petit, cela implique une forte diminution de la fonction d'erreur et l'algorithme utilise donc la méthode de Gauss-Newton pour se déplacer avec un pas plus petit permettant d'assurer la convergence vers le minimum. Le choix du paramètre λ , détaillé dans Madsen et al. (2004), détermine la taille du pas. La valeur de λ est imposée en évaluant l'erreur à chaque itération: si l'erreur augmente entre deux itérations successives λ sera augmenté d'un certain facteur (10 normalement), alors que λ sera diminué de ce même facteur si l'erreur est en train de diminuer.