

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

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

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

RECONSTRUCTION 3D BIPLANAIRE DE CAGES THORACIQUES
SCOLIOTIQUES À L'AIDE DE MODÈLES DÉFORMABLES DE CÔTES

SÉBASTIEN MOUREN

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

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

AOÛT 2003



National Library
of Canada

Bibliothèque nationale
du Canada

Acquisitions and
Bibliographic Services

Acquisitions et
services bibliographiques

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 0-612-86420-0

Our file Notre référence

ISBN: 0-612-86420-0

The author has granted a non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of this thesis in microform, paper or electronic formats.

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de cette thèse sous la forme de microfiche/film, de reproduction sur papier ou sur format électronique.

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

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

Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

RECONSTRUCTION 3D BIPLANAIRE DE CAGES THORACIQUES
SCOLIOTIQUES À L'AIDE DE MODÈLES DÉFORMABLES DE CÔTES

présenté par : MOUREN Sébastien

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

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

M^{me} CHERIET Farida, Ph.D., présidente

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

M. DE GUISE Jacques, Ph.D., membre et codirecteur de recherche

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

REMERCIEMENTS

Je voudrais remercier chaleureusement mes directeurs de recherche, le D^r Jean Dansereau, professeur à l'École Polytechnique de Montréal et le D^r Jacques De Guise, professeur à l'École de Technologie Supérieure de Montréal pour m'avoir proposé ce projet original, soutenu et guidé tout au long de mon travail.

Je tiens également à remercier l'ensemble des étudiants et associés de recherche du Laboratoire d'Imagerie et d'Orthopédie (LIO) de l'Hôpital Notre-Dame à Montréal, notamment Saïd Benameur, Dominic Branchaud, Sylvain Deschênes, Benoît Godbout et Pierre Gravel, ainsi que les chercheurs du Laboratoire Informatique de la Scoliose 3D (LIS3D) de l'Hôpital Sainte-Justine.

Enfin, je voudrais remercier ma famille, Julie et mes amis qui m'ont toujours encouragé pendant ces deux années passées loin d'eux.

RÉSUMÉ

La reconstruction 3D biplanaire de cages thoraciques de patients scoliotiques est pratiquée en routine aux cliniques de scoliose de l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal. L'exploitation de radiographies numériques permet d'éviter les problèmes d'irradiation liés à l'emploi d'imageurs 3D. Cependant, l'algorithme de reconstruction employé (Dansereau et Stokes, 1988; Marcil, 1996) utilise une radiographie PA-20° non standard et nécessite la numérisation de 440 repères ponctuels dans les images radiographiques soit environ deux heures de travail.

Dans ce mémoire, la technique proposée pour reconstruire la cage thoracique de patients scoliotiques s'inspire des travaux de Benameur et coll. (2001, 2003) sur les vertèbres et n'utilise que les radiographies classiques PA-0° et LAT. La reconstruction de la cage thoracique complète s'effectue de manière hiérarchique : chaque côte reconstruite permet d'initialiser la suivante. La reconstruction de chacune des côtes s'appuie sur le développement, à partir de la base de données de l'Hôpital Sainte-Justine, d'un modèle générique 3D statistiquement déformable (Cootes et coll., 1992) de ligne médiane costale, complété par un modèle surfacique. Par ailleurs, les contours des côtes sont extraits de la radiographie PA-0° à l'aide de l'algorithme classique de Canny (1986) suivi d'une étape de post-traitements. Dans la vue LAT, la visibilité réduite impose la numérisation manuelle d'un ensemble restreint de points. L'ajustement des paramètres de positionnement et de déformation du modèle générique se fait en recalant ses rétroprojections dans les deux radiographies avec les contours costaux détectés (PA-0°) ou numérisés (LAT). Ce problème est résolu en optimisant une fonction d'énergie mesurant la qualité de l'ajustement du modèle 3D avec les données 2D. À cette fin, un algorithme génétique s'inspirant des travaux de Goldberg (1989) est implanté. Finalement, l'algorithme est validé par simulation de radiographies à partir d'un échantillon de vingt géométries 3D connues.

Cette approche statistique hiérarchique permet d'incorporer un maximum d'information géométrique à priori dans le processus de reconstruction tout en s'appuyant sur des bases théoriques solides. L'intervention manuelle requise est alors largement réduite par rapport aux techniques de reconstruction antérieures. Ainsi, seuls 60 points 2D sont à numériser soit environ 30 minutes de travail.

Les précisions atteintes sont en moyenne de $2,0 \pm 0,3$ mm pour les images simulées. Les erreurs maximales observées s'établissent à $18,4 \pm 2,3$ mm et sont essentiellement concentrées dans les portions antérieures de la cage thoracique très peu visibles dans les clichés radiographiques. Cependant, l'évolution vers de nouvelles modalités d'acquisition d'images comme les radiographies basses doses et/ou les clichés multi-énergie permettrait d'augmenter la qualité de l'information extraite et donc de diminuer ces erreurs de reconstruction.

Il est donc recommandé, en priorité, d'évaluer le comportement de l'algorithme développé ici sur ces nouveaux types d'images en mettant l'accent sur l'extraction de données qui permettraient de contraindre la géométrie des portions antérieures des modèles déformables de côtes. De nouvelles méthodes de rehaussement et de segmentation plus robustes doivent être développées pour permettre une exploitation adéquate des données costales, notamment dans la radiographie latérale où la visibilité reste très réduite.

ABSTRACT

3D personalized biplane reconstructions of scoliotic rib cages are frequently performed at the Sainte-Justine Hospital in Montreal, Canada. The use of a pair of digital radiographs makes it possible to avoid high levels of radiation and other problems related to classical 3D imaging modalities such as CT-Scan for instance. However, the reconstruction algorithm (Dansereau and Stokes, 1988; Marcil, 1996) requires a nonstandard X-ray PA-20° and the extensive, very time-consuming (on average, two hours per rib cage) manual positioning of 440 specific landmarks in the images.

In this project, the 3D/2D registration technique suggested to reconstruct scoliotic rib cages relies on the work done by Benameur and al. (2001, 2003) on scoliotic vertebrae and uses only conventional x-ray images PA-0° and LAT. The reconstruction of the complete rib cage is carried out in a hierarchical way : each reconstructed rib determines the initial pose parameters (size and orientation) of the following one. The 3D reconstruction of each rib is based, through the analysis of the data base of the Sainte-Justine Hospital, on the development of a set of 3D statistically deformable templates (Cootes and al., 1992) of rib centerlines and meshed models of their surface. Rib edges are automatically extracted from the postero-anterior radiograph using the Canny algorithm (1986) and post-processing steps involving thresholding and linking of the edges. In the lateral view, reduced visibility prevents from automatic treatment and thus, a set of 60 points are manually digitized. The 3D/2D registration problem is stated as the optimization of a cost function measuring the quality of the fit between the data extracted from the radiographs and the projections of the deformable models in both images. A genetic algorithm (Goldberg, 1989) is proposed to determine the optimal pose and deformation of the models. Eventually, the validation is based on synthetic images obtained from a sample of twenty 3D rib cage models.

This hierarchical statistical approach, anchored in a solid theoretical background, allows to incorporate a maximum of geometrical *a priori* information in the 3D reconstruction process. As a consequence, manual intervention is largely reduced compared to former techniques. Only 60 2D landmarks are to be digitized, corresponding to approximately 30 minutes of manual work.

The validation results reveal an average reconstruction error of $2,0 \pm 0,3$ mm for the simulated x-rays proposed and a maximum error of $18,4 \pm 2,3$ mm. Most of these errors are concentrated in the anterior portions of the ribs, less visible in the x-ray images. However the proposed method remains very general and with the generalization of multi-energy imaging modalities and recently developed low radiation radiographic techniques, the measured reconstruction errors could be significantly decreased.

Therefore, future work should concentrate on the study of the algorithm's behavior on these new types of images and put the stress on the development of more powerful 2D segmentation techniques and the extraction of enough data in the anterior region of the rib cage to adequately constrain the deformation of the rib models, especially in the lateral radiograph.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	iv
RÉSUMÉ	v
ABSTRACT	vii
TABLE DES MATIÈRES	ix
LISTE DES ANNEXES	xii
LISTE DES FIGURES	xiv
LISTE DES SIGLES ET ABBRÉVIATIONS	xvii
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 - REVUE DE LITTÉRATURE	3
1.1 Colonne vertébrale	3
1.2 Cage thoracique	6
1.3 Scoliose	9
1.3.1 Généralités	9
1.3.2 Déformations globales du rachis et locales des vertèbres.....	11
1.3.3 Déformations de la cage thoracique.....	12
1.4 Modalités d'acquisition d'images médicales	14
1.4.1 Radiographie conventionnelle sur film.....	14
1.4.2 Radiographie numérique.....	15
1.4.3 Radiographie numérique basses-doses, dite Charpak.....	15
1.4.4 Tomographie axiale sériée	17
1.5 Techniques de reconstruction 3D de structures anatomiques	18
1.5.1 Techniques tomographiques	18
1.5.2 Techniques multi-planaires.....	20
1.5.2.1 Reconstruction 3D sans information à priori	20
1.5.2.2 Reconstruction 3D avec information à priori.....	24

1.6 Objectifs et hypothèses	30
CHAPITRE 2 - MÉTHODOLOGIE.....	31
2.1 Approche générale	31
2.2 Modèles statistiquement déformables de côtes.....	34
2.2.1 Description de la population d'apprentissage	34
2.2.2 Alignement.....	36
2.2.3 Calcul des modes de déformation	36
2.2.4 Du modèle filaire au modèle surfacique	38
2.2.5 Extraction des silhouettes 3D des modèles surfaciques de côtes.....	39
2.2.6 Bilan de la modélisation statistique	40
2.3 Information spécifique : données radiographiques	41
2.3.1 Extraction automatique des contours 2D des côtes en PA.....	41
2.3.1.1 Débruitage et détection d'arêtes.....	42
2.3.1.2 Post-traitements.....	42
2.3.2 Numérisation manuelle en LAT.....	44
2.4 Recherche du modèle déformé optimal	46
2.4.1 Construction de la fonction d'énergie E	46
2.4.2 Optimisation de E à l'aide d'un algorithme génétique	50
2.4.2.1 Initialisation	50
2.4.2.2 Description de l'algorithme d'optimisation	52
2.5 Protocole de validation	56
CHAPITRE 3 - RÉSULTATS.....	58
3.1 Résultats liés au développement de la méthode.....	58
3.1.1 Les modèles statistiquement déformables de côtes	58
3.1.2 L'extraction automatique des contours costaux en PA-0°	65
3.1.3 L'optimisation.....	68
3.1.4 Simulation de radiographies	70
3.2 Résultats de la validation	73

3.2.1 Synthèse des résultats de validation.....	73
3.2.2 Présentation de deux résultats obtenus à partir d'images simulées	75
3.2.2.1 Exemple d'une reconstruction de bonne qualité.....	75
3.2.2.2 Exemple d'une reconstruction de moins bonne qualité	78
3.3 Exploitation de l'algorithme sur images réelles.....	81
 CHAPITRE 4 - DISCUSSION	86
4.1 Comparaison de la méthode proposée avec les méthodes classiques	86
4.1.1 Applicabilité en clinique	86
4.1.2 Comparaison visuelle avec l'approche DLT conventionnelle	88
4.2 La modélisation statistique des déformations costales	90
4.2.1 Caractéristiques de la base de données exploitée	90
4.2.2 Les données d'initialisation	92
4.2.3 Vers un modèle statistique déformable global de cage thoracique ?	94
4.3 L'extraction d'information des radiographies	97
4.3.1 Les images radiographiques.....	97
4.3.2 Les algorithmes d'extraction d'information	99
4.4 Limites du processus d'optimisation	101
4.5 Discussion de l'étape de validation.....	103
 CONCLUSION.....	104
 RÉFÉRENCES	107
 ANNEXES	10416

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE I - RECONSTRUCTION DLT (MARZAN, 1976).....	116
ANNEXE II - GENERALIZED PROCRUSTES ANALYSIS (GOWER, 1975; GOODALL, 1991).....	118
ANNEXE III - DESCRIPTION D'UN MODÈLE SURFACIQUE DE CÔTE (DE GUISE ET MARTEL, 1988).....	120
ANNEXE IV - EXTRACTION DE SILHOUETTE 3D (AMANDJULES ET BALLARA, 1999)	122
ANNEXE V - SYNTHÈSE DES RÉSULTATS DE L'ALIGNEMENT PAR GPA ET DE L'ACP DES BASES D'APPRENTISSAGE	123

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1 - Comparaison des doses absorbées	16
Tableau 3.1 - Pourcentages de la variance totale expliquée par les 3 premiers modes de déformation et pourcentages cumulés pour la côte C6 droite	60
Tableau 3.2 - Intervalles de variation des paramètres de rotation, d'échelle et d'épaisseur choisis	68
Tableau 3.3 - Nombre de bits codant chaque variable de la fonction d'énergie	69
Tableau 3.4 - Synthèse des résultats de la comparaison point à surface pour l'ensemble des 20 patients de la base de validation	73
Tableau 3.5 - Résultats de la comparaison point à surface côte par côte pour l'ensemble des 20 patients de la base de validation	74
Tableau 4.1 - Comparaison des trois méthodes : DLT classique, approche par krigeage global d'un modèle moyen, et nouvelle méthode	87

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 - Colonne vertébrale et niveaux thoraciques : vues postéro-antérieure (PA), latérale (LAT) et antéro-postérieure (AP) (Netter, 2003).....	4
Figure 1.2 - Vertèbre thoracique : vues latérale et apicale (Netter, 2003).....	5
Figure 1.3 - Cage thoracique : vues AP et PA (Netter, 2003)	6
Figure 1.4 - Côte (Netter, 2003).....	7
Figure 1.5 - Liaison costo-vertébrale (Netter, 2003)	8
Figure 1.6 - Joints costo-chondral et sterno-chondral (Netter, 2003)	8
Figure 1.8 - Principales déformations du rachis scoliotique : thoracique droite (TD), thoraco-lombaire droite (TLD), thoracique droite - lombaire gauche (TDLG) et lombaire gauche (LG) (Keim, 1989)	11
Figure 1.9 - Gibbosité en flexion avant : photo (LIS3D) et schématisation des déformations typiques subies par un niveau thoracique (Graf, 1999)	13
Figure 1.10 - Segmentation et reconstruction tomographique d'une vertèbre.....	19
Figure 1.11 - Approche de modélisation géométrique et biomécanique personnalisée (LIS3D)	22
Figure 1.12 - Estimation d'un champ VVde déformations 3D (Canero et coll., 2000) : grâce aux sources C_1 et C_2 , un point Q est rétroprojeté (q_1 , q_2) et le vecteur de déplacement à appliquer est estimé en 2D puis reconstruit en 3D.....	26
Figure 2.1 - Schéma méthodologique général du projet.....	33
Figure 2.2 - Exemple d'une reconstruction DLT filaire de cage thoracique appartenant à la base de données, vues PA et LAT.....	35
Figure 2.3 - Du modèle filaire au modèle surfacique (illustration du contrôle de l'épaisseur moyenne du modèle surfacique e) et silhouettes 3D (vues PA et LAT)	39
Figure 2.4 - Numérisation d'une spline 2D sur la portion postérieure de la ligne médiane de chaque côte : rétroprojection de la tête costale et spline numérisée	45

Figure 2.5 - Illustration de l'effet du terme de distance sur une portion de carte de contour pour différentes valeurs de τ	48
Figure 2.6 - Schéma général d'un algorithme génétique	53
Figure 2.7 - Fonctionnement d'un opérateur de croisement en un point (Mignotte et coll., 2000)	54
Figure 3.1 - Illustration de la convergence de la procédure d'alignement de la base d'apprentissage de la côte 6 droite : moyenne, minimum et maximum de la distance point à point moyenne à la côte moyenne en fonction du nombre d'itérations	59
Figure 3.2 - Projection de la base d'apprentissage A de la côte 6 droite sur les principaux axes de déformation déduits de l'analyse en composantes principales et représentation des limites à 3 écarts-types : (a) projection sur ϕ_1 (abscisse) et ϕ_2 (ordonnée), et (b) projection sur ϕ_2 (abscisse) et ϕ_3 (ordonnée)	62
Figure 3.3 - Les 3 principaux types de déformation de la côte C6 droite en PA-0° et LAT dans les intervalles $[-3\sqrt{\lambda_i}, 3\sqrt{\lambda_i}]$ et selon un échantillonnage gaussien	63
Figure 3.4 - Filtrage de Wiener : (a) image et profil d'intensités originaux et (b) image et profil filtré. Les côtes (gradients forts) ont été préservées par ce filtrage ...	65
Figure 3.5 - Post-traitements sur une radiographie PA-0° : carte de contours initiale (a) et après traitements (b) et détails sur une portion de la carte de contours (c et d)	67
Figure 3.6 - Exemple d'images de type IS_1 en incidence PA-0° (a) et LAT (b) et d'images IS_2 en PA-0° (c) et LAT (d) obtenues par simulation	71
Figure 3.7 - Comparaison de portions d'une radiographie réelle (a) et d'une radiographie simulée IS_1 (b) : les rapports signal sur bruit sont comparable	72
Figure 3.8 - Comparaison des cartes de contours extraites d'une image radiographique réelle (a) et d'une image simulée IS_2 (b)	72
Figure 3.9 - Cas simulé 1 : superposition du modèle de référence (vert) et du modèle reconstruit (rouge) en PA-0° (a), LAT (b), en vue apicale (c) et vue apicale inclinée de 15° par rapport au plan horizontal (d)	76

Figure 3.10 - Cas simulé 1 : rétroprojection des contours de la reconstruction en PA-0° (a), et des lignes médianes en LAT (b)	77
Figure 3.11 - Cas simulé 2 : cartographie des erreurs points à surface	77
Figure 3.12 - Cas simulé 2 : superposition du modèle de référence (vert) et du modèle reconstruit (rouge) en PA-0° (a), LAT (b), en vue apicale (c) et vue apicale inclinée de 15° par rapport au plan horizontal (d)	79
Figure 3.13 - Cas simulé 2 : rétroprojection des contours de la reconstruction en PA-0° (a), et des lignes médianes en LAT (b)	80
Figure 3.14 - Cas simulé 2 : cartographie des erreurs points à surface	80
Figure 3.15 - Cas réel 1 : superposition du modèle de référence (vert) et du modèle reconstruit (rouge) en PA-0° (a), LAT (b), en vue apicale (c) et vue apicale inclinée de 15° par rapport au plan horizontal (d)	82
Figure 3.16 - Cas réel 1 : rétroprojection des contours de la reconstruction en PA-0° (a), et des lignes médianes en LAT (b)	83
Figure 3.17 - Cas réel 2 : superposition du modèle de référence (vert) et du modèle reconstruit (rouge) en PA-0° (a), LAT (b), en vue apicale (c) et vue apicale inclinée de 15° par rapport au plan horizontal (d)	84
Figure 3.18 - Cas réel 2 : rétroprojection des contours de la reconstruction en PA-0° (a), et des lignes médianes en LAT (b)	85
Figure 4.1 - Comparaison visuelle des reconstructions DLT rétroprojetées en PA-0° (a) et LAT (b) avec les reconstructions obtenues par la méthode proposée (c), (d)	89
Figure 4.2 - Exemple d'un nuage courbé montrant les difficultés rencontrées par l'ACP dans le cas de non-linéarités (Bowden, 1997)	96
Figure 4.3 - Radiographie numérique conventionnelle (a) et radiographie numérique basses doses (b) d'un fantôme physique et contours extraits (c), (d)	98

LISTE DES SIGLES ET ABBRÉVIATIONS

$\mathfrak{R}^X$	: espace réel de dimension X
2D	: bidimensionnel
3D	: tridimensionnel
α	: paramètre contrôlant la rigidité du modèle déformable
A	: base d'apprentissage comprenant M objets s
b_i	: paramètres contrôlant l'amplitude de les déformations selon les Φ_i
C	: matrice de covariance
$C1, \dots, C20$	: côtes du niveau 1, ..., 20
e	: paramètre contrôlant l'épaisseur moyenne du modèle surfacique de côte
e_{min}, e_{max}	: bornes inférieure et supérieure de l'intervalle de variation de l'épaisseur e du modèle surfacique de côte
E	: fonction d'énergie
E_p	: terme d'énergie à priori
E_v	: terme d'énergie de vraisemblance
γ	: angle en degrés de la tangente au contour rétroprojeté et la tangente au contour extrait de la radiographie
I_{PA0}, I_{LAT}	: données extraites de radiographies PA-0° et LAT
IS_1, IS_2	: radiographies PA-0° et LAT simulées
k	: facteur d'échelle affectant l'objet s
k_{min}, k_{max}	: bornes inférieure et supérieure de l'intervalle de variation du facteur d'échelle k
ξ_x, ξ_y	: distances en x et y des points rétroprojetés des points de contour les plus proches
λ_i	: valeurs propres de la matrice de covariance C , variance des déformations selon le vecteur de déformation Φ_i
LAT	: vue latérale gauche
μ	: coefficient d'absorption linéaire d'une côte

M	: nombre d'objets s d'une base d'apprentissage
N	: nombre de points 3D décrivant un objet s
N_{gen}	: nombre de générations pendant lequel évolue l'algorithme génétique
N_{pop}	: nombre d'individus composant la population de l'algorithme génétique
O	: origine du repère 3D
PA-0°	: radiographie postéro-antérieure à 0 degrés d'inclinaison
$\psi(x,y)$	: potentiel de vraisemblance mesuré en chaque point du contours rétroprojeté
P_c	: probabilité de croisement entre deux individus
P_m	: probabilité de mutation d'un individu
$P_s(i)$	: probabilité que l'individu i soit sélectionné pour reproduction
Φ_i	: vecteurs propres de la matrice de covariance C , vecteurs de déformation affectant l'objet moyen $\bar{s}$
Θ	: ensemble des paramètre contrôlant l'orientation, l'échelle, l'épaisseur et la déformation de s
$R_{i_{min}}, R_{i_{max}}$	: bornes inférieure et supérieure de l'intervalle de variation des paramètres de rotation R_x , R_y et R_z
RMS	:
R_x, R_y, R_z	: paramètres de rotation selon les axes du repère 3D
s	: objet décrit par une ensemble de points 3D
$\bar{s}$	: objet moyen, moyenne des objets s de A
τ	: paramètre contrôlant la décroissance du terme exponentiel dans E_v
T	: nombre de vecteurs de déformation Φ conservés dans le modèle

INTRODUCTION

La scoliose idiopathique consiste en une déformation tridimensionnelle des vertèbres et de la ligne moyenne du rachis entraînant par la même occasion une déformation de l'ensemble de la cage thoracique et touche environ 3% de la population. Si les déformations rachidiennes ont été abondamment étudiées, les cliniciens ne disposent pas à ce jour de véritable moyen d'évaluation des déformations costales et de leurs conséquences pathologiques (difficultés respiratoires) ou esthétiques (gibbosité, etc.). Une connaissance précise de la géométrie 3D du thorax osseux s'avère indispensable pour la compréhension des mécanismes de la scoliose, la construction de modèles biomécaniques réalistes et la simulation de divers processus : évolution des déformations, intervention correctrice par corset orthopédique ou par chirurgie.

Les méthodes d'imagerie 3D habituellement employées comme le CT-Scan présentent deux inconvénients majeurs qui en font des outils peu adaptés à la modélisation de squelettes scoliotiques :

- les patients scoliotiques doivent être examinés fréquemment et sur une base régulière et ne peuvent pas être soumis aux doses de radiations utilisées en imagerie 3D (Hellstrom et coll., 1983; De Guise et coll., 1995). Par ailleurs, les coûts associés à l'utilisation d'un scanner sont particulièrement élevés ;
- la position couchée requise modifie l'allure naturelle de la scoliose étudiée.

Par contre, les approches de reconstruction utilisant plusieurs images radiographiques pour inférer la géométrie 3D sont parfaitement adaptées à cette problématique et ont été appliquées avec succès pour la reconstruction des vertèbres (Vaiton, 2000; Mitton et coll., 2000; Mitulescu et coll., 2001) et du bassin. Dans les années 1980, la mise au point d'une technique de reconstruction 3D stéréoradiographique de la ligne médiane des côtes

(Dansereau et coll., 1988, 1992; Marcil, 1996) a ainsi permis une grande avancée dans la représentation visuelle et l'étude 3D des déformations costales par rapport à l'analyse traditionnelle de simples radiographies et à l'imagerie 3D par scanner. Cette technique est actuellement utilisée en routine à l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal et ses applications sont multiples : suivi clinique, modélisation par éléments finis, analyse mécanique et cinématique etc. Cependant, le temps important consacré à la numérisation manuelle des repères stéréocorrespondants et l'utilisation d'une vue PA-20° non standard limite fortement son emploi clinique.

L'objectif principal de ce projet consiste à développer et valider une méthode de reconstruction en 3D de cages thoraciques scoliotiques à partir d'une paire de radiographies numériques standard, PA-0° et LAT. La technique proposée doit également minimiser l'intervention manuelle de l'opérateur par rapport aux méthodes proposées antérieurement. Face à cette problématique, l'utilisation de modèles génériques déformables 3D rétroprojetés et ajustés aux données radiographiques s'est généralisée, que ce soit pour la reconstruction de cages thoraciques (Da Silva et Gohin, 1999) ou de colonnes vertébrales scoliotiques (Mitton et coll., 2000). Cependant, les règles de déformation et d'ajustement du modèle générique restent heuristiques et reposent peu sur des fondements biomécaniques ou statistiques. La méthode proposée ici s'inspire d'une approche semblable, développée récemment au Laboratoire d'Imagerie et d'Orthopédie (LIO) de l'Hôpital Notre-Dame de Montréal, mais offrant un cadre théorique solide pour la déformation du modèle générique et permettant l'exploitation optimale des connaissances géométriques à priori (Benameur et coll., 2001, 2003).

Le mémoire se structure en quatre chapitres. Une brève revue de littérature permet d'abord de se familiariser avec le contexte du projet. Le second chapitre présente la nouvelle méthode de reconstruction 3D de cages thoraciques. Puis les résultats intermédiaires et les résultats de validation sont exposés. Enfin l'algorithme et les résultats obtenus seront discutés dans la quatrième partie.

CHAPITRE 1 - REVUE DE LITTÉRATURE

Afin de mettre en place les notions nécessaires à la compréhension de ce projet, ce premier chapitre présente tout d'abord quelques éléments d'anatomie descriptive et fonctionnelle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. La seconde partie porte sur la scoliose et les déformations qu'elle induit au niveau des structures osseuses du thorax. Puis, les différents moyens d'imagerie médicale et l'importance de l'examen radiographique dans l'étude de la scoliose sont détaillés. Finalement, la dernière partie de ce chapitre introductif présente une analyse critique des différentes techniques de reconstruction 3D de structures anatomiques à partir de clichés radiographiques.

Anatomie descriptive du tronc

Le tronc humain est constitué d'une structure osseuse et ligamentaire complexe qui abrite les organes internes et soutient les membres supérieurs. Son squelette est constitué de trois parties principales : la colonne vertébrale (ou rachis), la cage thoracique (ou thorax) et le bassin. Le bassin n'étant pas traité dans la présente étude, son anatomie ne sera pas abordée dans ce chapitre. Les travaux de Netter et coll. (2003) sur l'anatomie humaine, ainsi que ceux de Kapandji (1986) sur les joints et articulations peuvent être consultés pour des compléments d'information.

1.1 Colonne vertébrale

La colonne vertébrale constitue l'axe structural du corps humain. Selon White et Panjabi (1990), elle assure trois fonctions essentielles : la transmission des charges entre les parties supérieure et inférieure du corps (fonction dynamique), le contrôle des mouvements physiologiques (fonction cinématique), et la protection de la moelle épinière et des nerfs rachidiens qui y prennent naissance (fonction protectrice).

Sur le plan anatomique, la colonne vertébrale est constituée d'un empilement de 33 à 35 vertèbres articulées les unes aux autres par un ensemble complexe de disques, ligaments et cartilages. Ces vertèbres sont réparties selon 5 segments principaux : cervical, thoracique, lombaire, sacré et coccygien. On distingue 7 vertèbres cervicales (C_1 à C_7), 12 vertèbres thoraciques (T_1 à T_{12}) et 5 vertèbres lombaires (L_1 à L_5). Enfin, les 5 ou 6 vertèbres sacrées (S_1 à S_5/S_6) et les 5 vertèbres coccygiennes forment deux ensembles soudés (Fig. 1.1).

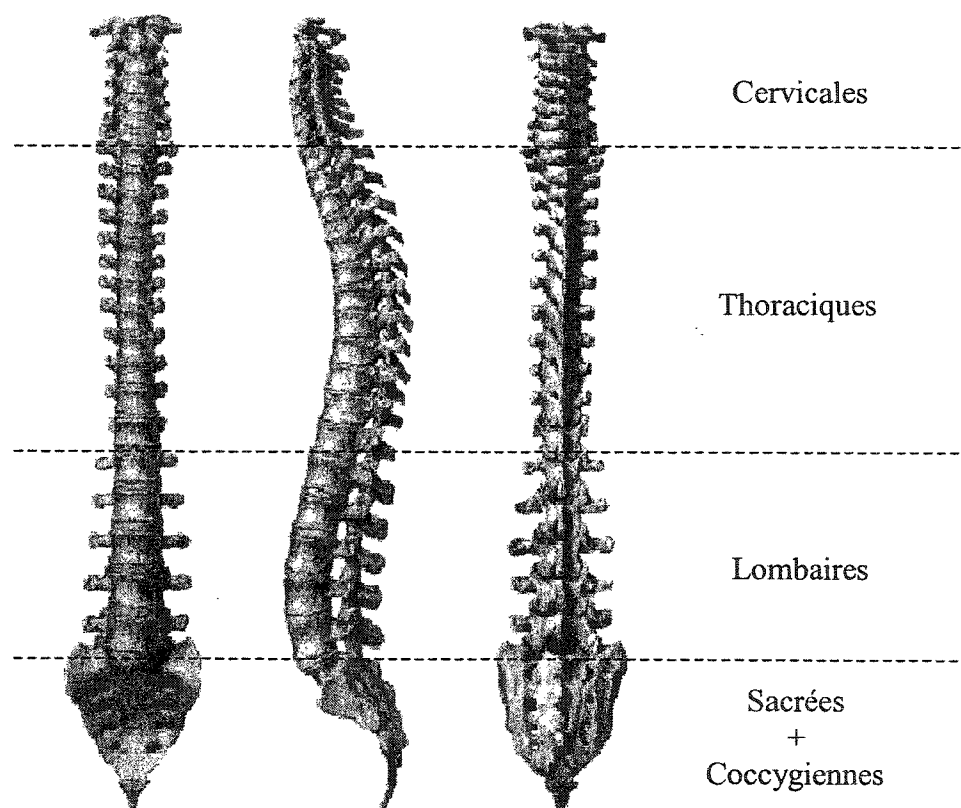


Figure 1.1 - Colonne vertébrale et niveaux thoraciques : vues postéro-anérieure (PA), latérale (LAT) et antéro-postérieure (AP) (Netter, 2003)

Dans le plan frontal, le rachis sain est rectiligne et symétrique tandis que dans le plan sagittal, il présente quatre courbures assurant l'équilibre du corps en position bipède : une convexité postérieure sacrale, une concavité postérieure lombaire (lordose), une convexité postérieure thoracique (cyphose) et une concavité postérieure cervicale (Fig. 1.1). Les courbures anatomiques normales procurent à la colonne vertébrale sa flexibilité mais aussi sa résistance statique et dynamique, sa capacité d'absorption des chocs ainsi que ses caractéristiques de rigidité et de stabilité (White et Panjabi, 1990).

Suivant leur niveau anatomique, les vertèbres présentent des différences morphologiques significatives. Cependant, elles sont toutes constituées d'une partie antérieure, le corps vertébral, et d'une partie postérieure, l'arc vertébral, qui entourent le canal vertébral (Fig. 1.2). Le corps vertébral (1), est une masse osseuse de forme cylindrique qui supporte le poids des structures supérieures. Ses surfaces crâniale et caudale forment respectivement les plateaux vertébraux supérieur et inférieur. L'arc vertébral est formé de deux pédicules qui font le lien avec le corps vertébral, deux lames articulaires reliant les pédicules, deux apophyses transverses (2), quatre apophyses articulaires (3) et d'une apophyse épineuse (4) qui s'insère sur la ligne médiane dorsale.

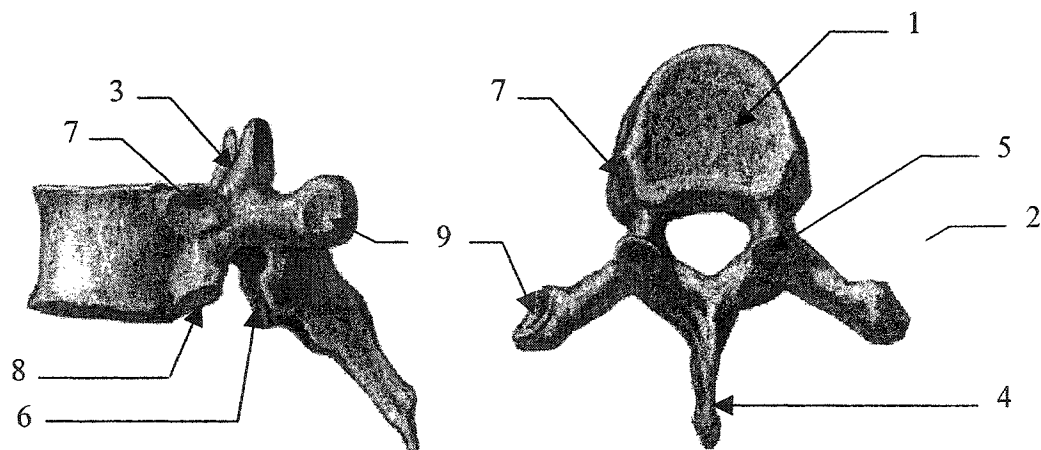


Figure 1.2 - Vertèbre thoracique : vues latérale et apicale (Netter, 2003)

Les apophyses articulaires portent des facettes articulaires cartilagineuses supérieures (5) et inférieures (6) qui permettent l'articulation avec les vertèbres voisines. Les vertèbres thoraciques se caractérisent par la présence de facettes articulaires costo-vertébrales (CV) supérieures (7) et inférieures (8) et de facettes articulaires costo-transverses (CT) (9) qui servent de points d'attache aux côtes. Les vertèbres lombaires se différencient des vertèbres thoraciques par leurs plus grandes dimensions et l'absence de facettes articulaires costales. Leurs apophyses transverses sont plus courtes, plus larges et moins effilées.

1.2 Cage thoracique

La cage thoracique ou thorax (du grec *thôrax*, cuirasse) est formée par une partie de la colonne vertébrale (les 12 vertèbres thoraciques et les disques intervertébraux), les côtes, les cartilages costaux et le sternum. Elle protège les organes intra-thoraciques tels que les poumons ou le cœur, rigidifie le tronc et contribue au fonctionnement de l'appareil respiratoire.

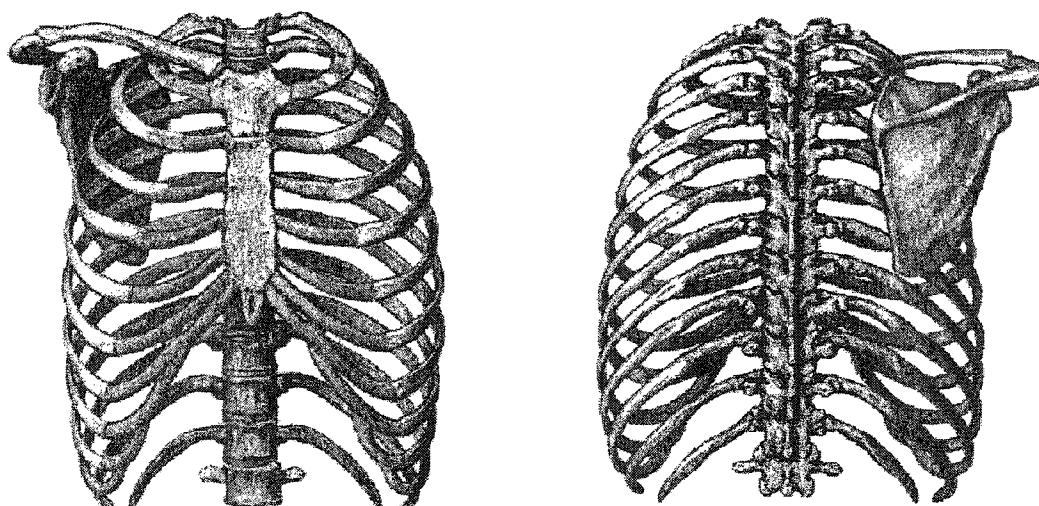


Figure 1.3 - Cage thoracique : vues AP et PA (Netter, 2003)

On dénombre 12 paires de côtes (gauches et droites) réparties en trois catégories : les vraies côtes, soit les sept premières (C1 à C7), chacune s'articulant directement avec le sternum par le biais d'un cartilage costal; les fausses côtes (C8 à C10), rattachées au sternum par un cartilage commun (le 7^{ième}); les côtes flottantes (C11 et C12) dont l'extrémité antérieure reste libre (Fig. 1.3).

Chaque côte est composée de plusieurs parties (Fig. 1.4). L'extrémité postérieure (ou dorsale) comprend la tête costale (1) qui joint la côte aux articulations costo-vertébrales des vertèbres sus et sous-jacentes, le col costal (2) et la tubérosité (3). Cette dernière inclut la facette articulaire costo-transverse (4) qui relie la côte à l'apophyse transverse de la vertèbre sous-jacente. Les deux dernières côtes n'ont ni tubérosité, ni facette articulaire costo-transverse. Le corps (5) forme la plus longue portion de la côte. Enfin, l'extrémité antérieure ou extrémité ventrale (6), plus large et plus épaisse que le corps, se termine par une surface ovale, qui reçoit le cartilage costal.

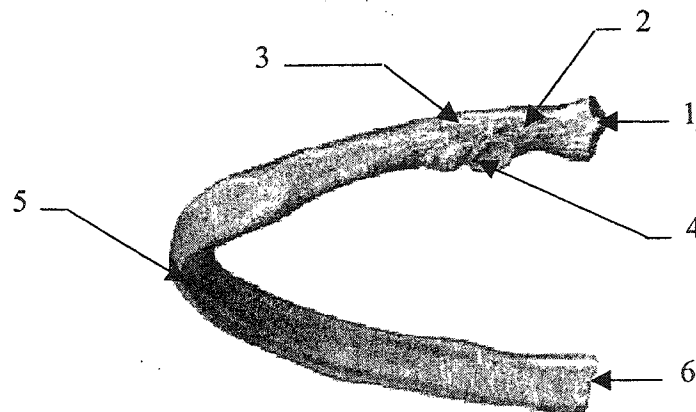


Figure 1.4 - Côte (Netter, 2003)

Les côtes s'articulent au niveau postérieur avec les vertèbres thoraciques (Fig. 1.5). L'articulation costo-vertébrale (CV) est définie entre la tête costale, le disque intervertébral et les corps vertébraux (1). Elle est renforcée par un ensemble de ligaments et entourée d'une capsule articulaire. Entre la tubérosité costale et l'apophyse transverse,

l'articulation costo-transverse (CT) (2) est renforcée par les ligaments costo-transverses postérieurs, interosseux et supérieurs (3). La fonction principale des articulations CVCT est de rigidifier le segment thoracique (White et Panjabi, 1990) et de permettre la rotation des côtes le long du col costal durant la respiration.

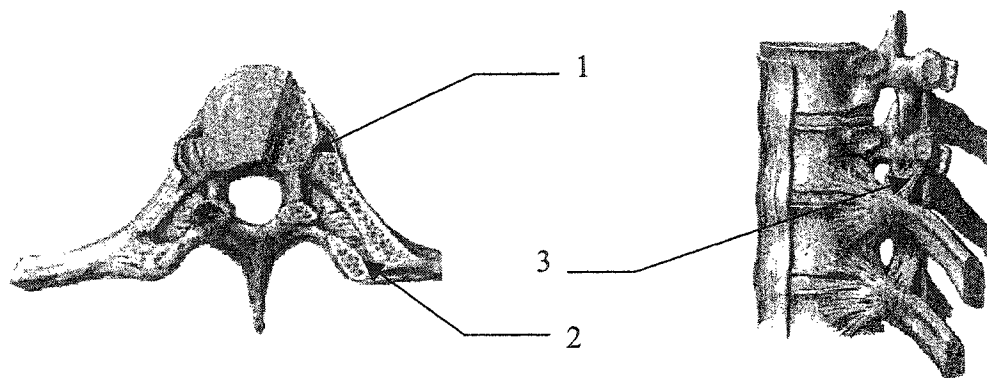


Figure 1.5 - Liaison costo-vertébrale (Netter, 2003)

Au niveau antérieur de la cage thoracique (Fig. 1.6), le sternum, est un os plat et allongé qui comprend trois pièces distinctes : le manubrium, le corps et l'apophyse xiphoïde. Il est articulé avec les 10 premières paires de côtes par l'intermédiaire des cartilages costaux ou joints costo-chondraux (1) se positionnant dans chacune des 7 échancrures sternales (2). Des ligaments renforcent ces articulations (3). Enfin, au niveau de sa partie supérieure (manubrium), le sternum est aussi articulé avec la clavicule.

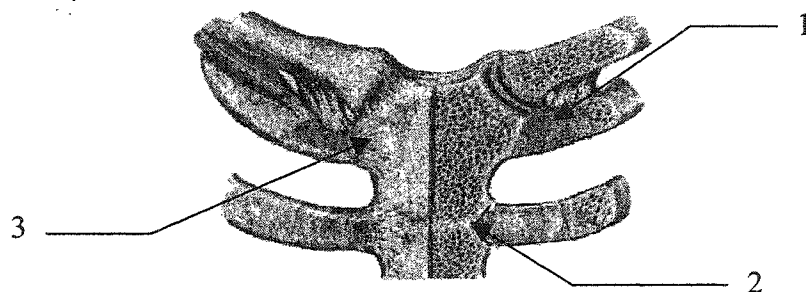


Figure 1.6 - Joints costo-chondral et sterno-chondral (Netter, 2003)

1.3 Scoliose

1.3.1 Généralités

La scoliose (du grec *scolios*, tortueux) est classiquement définie comme une déviation latérale de la colonne vertébrale (Moe et coll., 1978) particulièrement visible sur les radiographies frontales où le rachis, droit chez des individus sains, apparaît nettement courbé en forme de 'c' ou de 's'. Aujourd'hui cependant, la scoliose est unanimement reconnue comme une déformation tridimensionnelle (Perdriolle, 1979; Graf et coll., 1999) de tout ou partie de la colonne vertébrale (cervicale, thoracique ou lombaire) entraînant une torsion d'une ou de plusieurs vertèbres sur elle(s)-même(s) et provoquant une déformation du thorax, de l'abdomen et des zones paravertébrales (Fig. 1.7).

Le diagnostic repose sur la mesure de quelques indices tels que la gibbosité en flexion avant à l'aide d'un inclinomètre ou le déjettement du torse à l'aide d'un fil de plomb. Certaines mesures reposent aussi sur des mesures dans les radiographies : angles de Cobb (1948) ou de Fergusson, rotations axiales des vertèbres, etc.

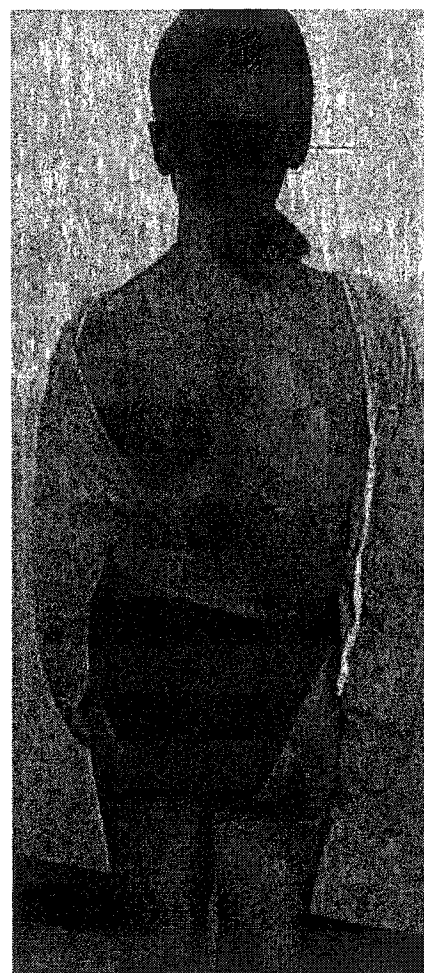


Figure 1.7 - Scoliose chez une adolescente, vue dorsale (LIS3D)

La scoliose est souvent classifiée selon son étiologie. Elle peut ainsi résulter d'une atteinte neurologique ou neuromusculaire ou d'un facteur congénital ou de maladies osseuses chez l'enfant ou dégénératives chez le sujet âgé, mais, dans plus de 80% des cas, la scoliose est de type idiopathique c'est-à-dire sans cause retrouvée. Selon certains auteurs, ce type de scoliose pourrait résulter d'un déséquilibre mécanique dans le plan sagittal, d'un mauvais développement lors de la croissance, ou encore d'un désordre nerveux (Goldberg et coll., 1997) ou musculaire.

Selon Pope et coll. (1984), les scolioses idiopathiques touchent 2 à 10% de la population dont 80 à 90% de filles et il existe une prédisposition familiale puisque dans un tiers des cas, on retrouve un autre cas dans la famille. Leur apparition peut se situer dès la naissance (scoliose idiopathique du nourrisson) ou survenir entre 1 et 3 ans (scoliose infantile), entre 3 et 12 ans (scoliose juvénile), ou encore apparaître après 12 ans et ce jusqu'à la fin de la maturité osseuse (scoliose de l'adolescence). Le risque d'aggravation est d'autant plus important que la scoliose est apparue précocement. Le non-traitement de scolioses sévères peut impliquer une réduction des fonctions respiratoires, des complications cardiaques, un taux de mortalité 300% plus élevé, un taux d'incapacité au travail 20 fois supérieur et avoir des conséquences psychologiques liées souvent à l'impact esthétique de la déformation. Toute scoliose nécessite donc un traitement dès lors que l'aggravation de la pathologie est prouvée (aggravation de l'angle de Cobb de 1° à 2° par mois). Les traitements sont de deux types : orthopédique ou chirurgical. Les traitements orthopédiques par plâtres (aux résultats plus rapides mais devant être portés de manière permanente) ou par corsets (corset de Milwaukee, de Boston, de type Cheneau, 3D, 3 valves, plâtré, toilé) visent à freiner l'évolution scoliotique et éventuellement, en période de croissance, à réduire l'importance de la courbure rachidienne. Pour des déformations très sévères, un traitement chirurgical doit être envisagé (techniques de Cortel-Dubousset, Harrington ou Colorado) afin de ramener la colonne dans une configuration non pathologique de façon permanente. À ces traitements s'ajoutent généralement des séances de kinésithérapie.

1.3.2 Déformations globales du rachis et locales des vertèbres

Comme le mentionnent Perdriolle (1979) Graf et coll. (1999), la scoliose idiopathique se caractérise par plusieurs types de déformations rachidiennes :

- Le patient présente une ou plusieurs courbures d'inclinaison latérale dorsale, lombaire ou dorso-lombaire (Fig. 1.8). On peut souvent distinguer une courbure principale et une courbure secondaire de compensation, qui permet à l'occiput de rester au fil à plomb au dessus du sacrum. Deux tiers des scolioses idiopathiques sont à une courbe majeure (le plus souvent de type thoracique ou lombaire, plus rarement à convexité thoraco-lombaire globale), un tiers à deux courbes majeures.
- Toutes les vertèbres sont en extension, c'est-à-dire épineuses rapprochées, ce qui provoque paradoxalement un dos creux avec exagération de la lordose lombaire (« creux des reins ») et de la lordose cervicale ;

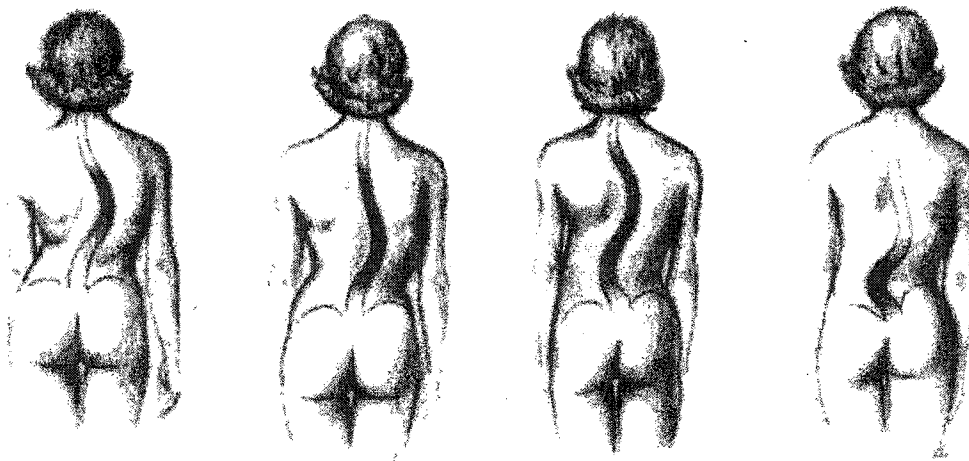


Figure 1.8 - Principales déformations du rachis scoliotique : thoracique droite (TD), thoraco-lombaire droite (TLD), thoracique droite - lombaire gauche (TDLG) et lombaire gauche (LG) (Keim, 1989)

- À une échelle plus locale, la vertèbre et le disque intervertébral se déforment également. Perdrille et coll. (1993) décrivent notamment la cunéiformisation et la vrille des vertèbres scoliotiques ainsi que la déformation de l'arc neural et la déviation des apophyses transverses. Plus récemment, un patron de déformation caractéristique a été mis en évidence par Parent (2003) : la cunéiformisation vertébrale, qui s'effectue essentiellement dans le plan frontal, est maximale à l'apex de la courbe et les pédicules, plus longs que ceux des vertèbres saines, s'amincissent au niveau de la concavité de la courbe. Selon le modèle proposé par Parent, les déformations et rotations des unités vertèbre/disque vertébral progressent de façon auto-entretenu sous l'effet de la croissance et de la contraction musculaire et expliquent l'aggravation naturelle des scolioses idiopathiques sévères (angle de Cobb supérieur à 30°, rotations vertébrales supérieures à 20°).

1.3.3 Déformations de la cage thoracique

Le couplage mécanique entre les côtes et les vertèbres par l'intermédiaire des liaisons CV et CT explique les deux principaux types de déformation des cages thoraciques chez les patients scoliotiques (Dansereau, 1987) :

- La rotation vertébrale s'accompagne d'une déformation thoracique, la gibbosité, constatée lorsque le patient se penche en avant et qui se traduit par un hémithorax plus haut que l'autre. Les côtes, entraînées dans ce mouvement rotatoire se déforment en conséquence : du côté convexe, leur courbure est accentuée tandis que du côté concave, elles s'aplatissent (Fig. 1.9) ;
- L'inclinaison latérale du rachis se complique aussi d'un rapprochement des côtes dans la concavité (diminution de l'espace inter-costal) et d'un écartement (espacement) dans la convexité ;

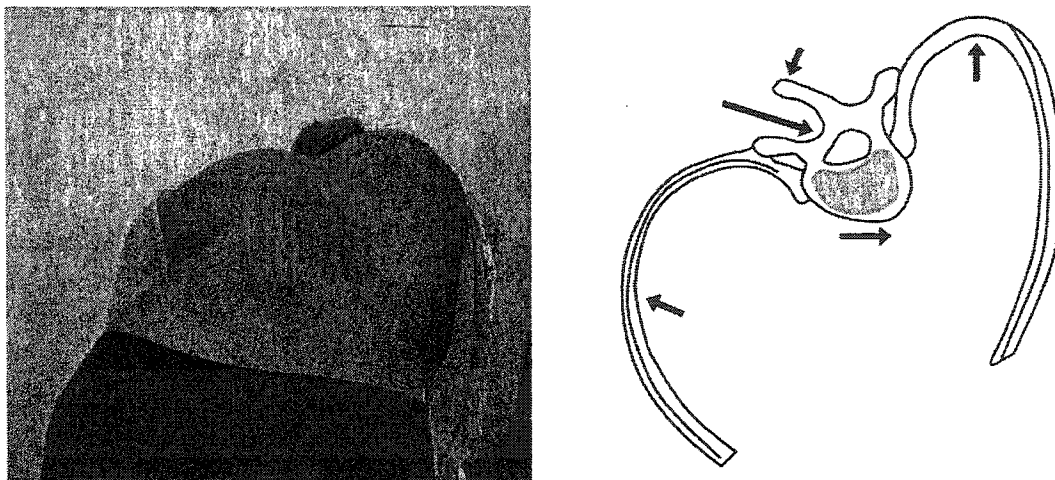


Figure 1.9 - Gibbosité en flexion avant : photo (LIS3D) et schématisation des déformations typiques subies par un niveau thoracique (Graf, 1999)

La déformation scoliotique 3D de la cage thoracique peut avoir des conséquences majeures aux niveaux physiologique (difficultés respiratoires liées à une rigidité accrue du squelette thoracique), esthétique (gibbosité) et psychologique (image de soi, inactivité physique). D'autre part, des techniques chirurgicales relativement récentes de résection de côtes tirent parti du couplage mécanique entre la colonne vertébrale et la cage thoracique pour corriger la scoliose tout en minimisant le traumatisme et les risques liés à l'opération. De telles techniques nécessitent évidemment une connaissance précise de la géométrie costale 3D pour la construction de modèles biomécaniques fiables.

Malgré l'importance et la complexité des déformations scoliotiques 3D de la cage thoracique, celle-ci n'a reçu que peu d'attention en comparaison du travail effectué sur la colonne vertébrale ou le bassin. Il semble donc déterminant de développer des outils d'analyse et de reconstruction 3D qui permettront, à partir des données fournies par l'imagerie, de mieux comprendre ces déformations.

1.4 Modalités d'acquisition d'images médicales

Les outils d'imagerie médicale permettent aujourd'hui une véritable exploration du corps humain et représentent des moyens de description morphologique et physiologique des organes internes à la fois non invasifs et fiables. À ce titre, leur utilisation s'est généralisée dans les processus de diagnostic, d'évaluation et de suivi médical. Le choix de l'une ou l'autre des techniques d'imagerie dépend de la nature des structures d'intérêt, de la pathologie à l'étude, de la disponibilité des installations en clinique et des coûts associés à leur mise en oeuvre.

Les principaux outils d'imagerie dédiés à l'analyse des structures osseuses sont la radiologie conventionnelle et numérique et la tomographie. L'échographie et la résonance magnétique, qui ne permettent d'appréhender que les tissus mous ne seront pas traitées.

1.4.1 Radiographie conventionnelle sur film

La radiographie sur film, actuellement utilisée pour près de 50 % des examens, est la plus populaire des techniques d'imagerie et la plus accessible à coûts minimales. L'examen radiologique standard du thorax utilise les projections postéro-antérieure (PA) et latérale gauche (LAT). Les principaux avantages de cette technique d'imagerie pour l'examen du thorax osseux sont le faible temps d'acquisition des images ainsi que la faible irradiation malgré la surface à couvrir et le fait que les structures osseuses, fortement absorbantes, apparaissent nettement contrastées en comparaison des tissus mous. Par contre, la nature projective de la méthode implique la superposition dans les images d'objets 3D distincts. De plus, les légères variations d'épaisseur et les éléments minces sont souvent difficiles à détecter. Enfin, le déplacement des structures visées au cours de l'acquisition génère un flou cinétique pouvant gêner l'analyse visuelle.

1.4.2 Radiographie numérique

La radiographie numérique est apparue avec l'avènement des micro-ordinateurs dans le domaine médical. Depuis, plusieurs générations de numériseurs se sont succédées. La première génération des numériseurs radiographiques fonctionne selon le principe des scanners d'images conventionnels où des cellules photosensibles balaient l'image radiographique et traduisent chaque point en une valeur numérique selon le niveau de gris. Les nouvelles techniques remplacent le film radiographique conventionnel par un écran doté de cristaux phospho-luminescents. Ces cellules soumises à l'exposition des rayons X stockent provisoirement l'information puis la convertissent en signal analogique, puis numérique.

La qualité des images numériques obtenues dépend de la définition (dimension des cellules) et de la résolution (plage de niveaux de gris) du numériseur. Cependant, elle reste généralement nettement supérieure à celle du film conventionnel et un traitement informatique des images après acquisition peut faciliter l'interprétation clinique. De plus, la dose de rayons absorbée par le corps exposé est réduite d'un facteur 2 (Kling et coll., 1990). La radiographie numérique offre aussi la possibilité de travailler en bi-énergie. Suivant leur densité, les objets absorbent dans différentes gammes d'énergie. La prise de deux clichés à deux énergies différentes permet de séparer par exemple les tissus mous des os. Différents traitements numériques comme par exemple la soustraction de l'image des tissus mous peuvent finalement aider à rehausser encore davantage les os.

1.4.3 Radiographie numérique basses-doses, dite Charpak

Le dispositif basses-doses est le résultat de l'application à la radiologie numérique d'une technique de détection des particules à l'aide d'un détecteur à chambre multi-fils mis au point par Georges Charpak. Par des améliorations au niveau de la détection (détecteur à gaz, mélange de Xe et de CO₂), de la vitesse de détection et de la taille de la surface de détection ainsi que du faisceau émis par la source (faisceau plan niveau par niveau

déecté niveau par niveau, un niveau correspondant à une ligne horizontale dans l'image produite), ce dispositif constitue un système radiographique rapide, à très faibles doses d'irradiation.

Un des tous premiers prototypes Charpak à été installé en 1995 dans le service de radiologie de l'Hôpital St-Vincent de Paul de Paris dirigé par le professeur G. Kalifa. Les évaluations cliniques qualitatives et quantitatives ont montré, entre autres, l'intérêt majeur de cet outil pour le suivi des anomalies du rachis et de la cage thoracique. En effet, des images de qualité comparable aux radiographies numériques classiques peuvent être obtenues avec une irradiation 10 à 30 fois inférieure (Kalifa et coll., 1996). Par ailleurs, le dispositif permet l'acquisition simultanée des vues face et profil ce qui élimine les difficultés de mises en correspondance des radiographies liées au mouvement du patient entre les prises de vues. Remarquons qu'à l'heure actuelle les différents dispositifs Charpak existant ne peuvent prendre deux clichés à des énergies différentes de manière simultanée, mais la mise au point d'un tel système est à l'étude au LBM (ENSAM, Paris) et au LIO (Hôpital Notre-Dame, Montréal).

Tableau 1.1 - Comparaison des doses absorbées

Type d'exposition	Dose efficace
Exposition naturelle	2,4 mSv / an
Seuil d'apparition de signes cliniques	700 mSv
Radiographie conventionnelle du thorax	10 – 15 mSv
Radiographie Charpak du thorax	2 – 4 mSv de face (facteur 4) 1 – 1,5 mSv de profil (facteur 10)
Tomographie axiale classique	10 – 20 mSv / tranche

1.4.4 Tomographie axiale sériée

L'acquisition tomographique, introduite au début des années 70, repose, tout comme la radiographie conventionnelle, sur le principe d'atténuation de rayons X. Elle permet d'obtenir une série d'acquisitions tranche par tranche selon l'axe longitudinal du corps. Par un balayage rotatif autour de l'objet, un faisceau mince de rayons X produit à chaque angle d'incidence un profil d'atténuation différent. Les profils acquis sont filtrés puis reportés par des méthodes mathématiques afin de restituer l'objet initial. Pour mieux traiter l'information recueillie, les valeurs des atténuations sont rapportées à une atténuation de référence (celle de l'eau). Ainsi, une échelle, en unité Hounsfield, est établie accordant à l'eau la valeur 0 UH, -1000 UH à l'air et 1000 UH au calcium. Depuis leur apparition, plusieurs générations de scanners tomographiques ont été développées. Les appareils de 1^{ère} génération comprenaient un seul détecteur qui suivait le mouvement de rotation de la source de rayons X. Les appareils de 2^{ème} génération utilisaient plusieurs détecteurs. Les appareils de dernière génération comprennent plusieurs centaines de détecteurs voire une couronne de détecteurs.

La tomographie fournit donc une série de coupes du segment analysé. Contrairement à la radiographie, il ne s'agit pas d'une méthode d'imagerie projective. Aucune confusion provoquée par la superposition des structures 3D n'est possible, puisque le faisceau ne touche qu'une mince tranche du corps humain : chaque pixel de chaque tranche peut être associé sans ambiguïté à une structure anatomique précise. La tomographie n'est cependant pas adaptée à l'étude spécifique de structures thoraciques scoliotiques. En effet, la position couchée nécessaire à l'acquisition modifie l'allure naturelle de la scoliose du patient. D'autre part, les doses de radiations utilisées (Tab. 1.1) sont incompatibles avec le suivi régulier et les examens fréquents dont doit faire l'objet un patient atteint de scoliose (Hellstrom et coll., 1983; de Guise et coll., 1995). Enfin, le coût associé à l'imagerie tomographique et le volume imposant de données acquises et à traiter s'ajoutent à la liste des inconvénients liés à l'utilisation de cet outil.

1.5 Techniques de reconstruction 3D de structures anatomiques

On distingue deux grandes classes de méthodes se prêtant à la reconstruction 3D des structures anatomiques suivant la technique utilisée pour inférer la géométrie reconstruite à partir des données des imageurs médicaux (de Guise, 1995) :

- Les techniques tomographiques utilisent des imageurs dits 3D permettant d'extraire suffisamment d'information pour inférer directement la géométrie 3D complète ;
- Les approches multi-planaires reposent sur la combinaison d'informations extraites des images médicales et de données complémentaires exploitant souvent la connaissance à priori de la géométrie de l'objet à reconstruire ;

1.5.1 Techniques tomographiques

De nombreux auteurs ont développé des outils informatiques pour le traitement et la reconstruction 3D de structures anatomiques à partir de coupes tomographiques (de Guise et Martel., 1988). Le processus de reconstruction comprend trois étapes : acquisition des données, traitement numérique et analyse des données et enfin la phase de reconstruction 3D proprement dite. Les images acquises sont d'abord segmentées manuellement ou de manière semi-automatique voire automatique. L'opération de segmentation peut se faire par seuillage de l'intensité lumineuse de l'image, à l'aide de méthodes numériques basées sur la morphologie mathématique (Bleau et coll., 1992) ou, plus récemment, sur les contours actifs (Godbout et coll., 1998). Elle permet de délimiter les contours d'intérêt dans chaque coupe tomographique. Dans l'étape finale, les contours désignés sont superposés dans l'ordre. L'objet est alors reconstruit sous forme de points et de polygones par des méthodes d'interpolation de type moindres carrés et de rendu de surface ou de volume ou à l'aide d'algorithmes plus évolués tel l'algorithme « marching cubes » (Lorensen et Cline, 1987) qui permet de relier entre elles les coupes segmentées à l'aide de petits cubes pré-dimensionnés par l'opérateur (Fig. 1.10).

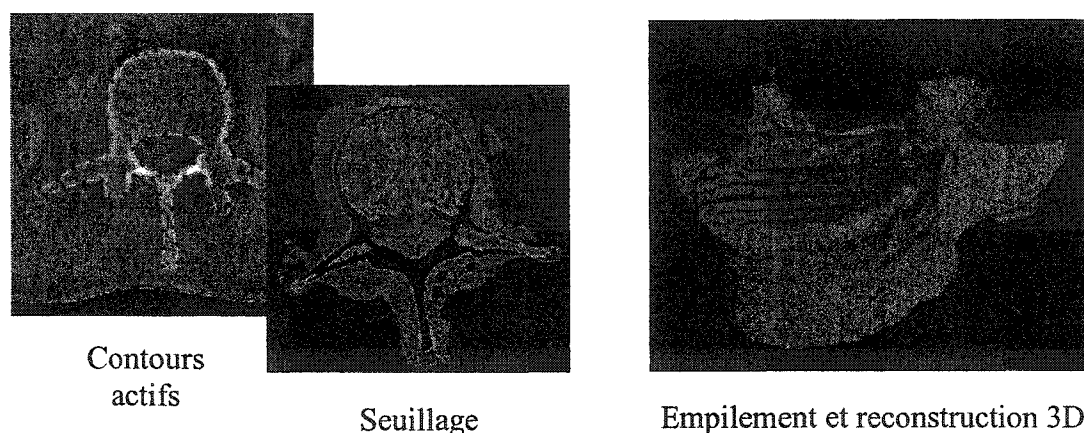


Figure 1.10 - Segmentation et reconstruction tomographique d'une vertèbre

La précision et la qualité des reconstructions tomographiques dépend de l'épaisseur des tranches acquises de la distance entre deux tranches successives, de la qualité de la segmentation et de l'algorithme employé pour la reconstruction. En 1997, Aubin et coll. évaluent l'erreur de reconstruction de vertèbres en calculant les distances point-surface entre un modèle surfacique obtenu par mesure directe (dispositif Fastrak) et le nuage de points reconstruit par CT-Scan. L'erreur moyenne obtenue est de l'ordre de 0,5 à 1 mm avec des maxima à 3 mm. En 1999, Viceconti et coll. emploient différentes approches de segmentation de coupes tomographiques pour la reconstructions tomographique de fémurs et obtient des résultats semblables.

Dans le cadre spécifique de l'étude de la scoliose, la reconstruction par acquisition CT-Scan a été employée avec succès pour estimer les rotations intervertébrales (Ho et coll., 1993) ou prédire l'évolution de la courbe scoliotiques (Kohashi et coll., 1996). Cependant les auteurs précisent, comme mentionné au paragraphe 1.3.4) que la pertinence des résultats est fortement limitée par la position couchée des patients.

1.5.2 Techniques multi-planaires

Les approches dites indirectes ou multi-planaires pour la reconstruction 3D d'objets anatomiques sont présentées ci-dessous. Les méthodes classiques de reconstruction de repères ponctuels par intersection des rayons se distinguent des méthodes plus puissantes exploitant une connaissance géométrique à priori de l'objet à reconstruire. Une méthode appartenant à la première catégorie et actuellement employée à l'Hôpital Sainte-Justine pour reconstruire la colonne vertébrale et la cage thoracique est tout d'abord détaillée. Dans une seconde partie, une tentative de reconstruction de la cage thoracique tirant parti d'un modèle à priori (réalisée en collaboration avec le LBM/ENSAM, Paris) sera décrite ainsi que d'autres approches utilisant notamment des modèles génériques 3D déformables et susceptibles de s'appliquer à notre problématique.

1.5.2.1 Reconstruction 3D sans information à priori

Confrontés aux problèmes liés à l'utilisation de la tomographie pour l'examen de patients scoliotiques, le groupe de recherche sur la scoliose 3D de l'Hôpital Sainte-Justine et de l'École Polytechnique de Montréal a développé un système permettant d'obtenir une modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle personnalisée du tronc squelettique de patients scoliotiques à partir de deux ou trois radiographies (Dansereau et Stokes, 1988). Cette reconstruction est maintenant réalisée de façon routinière aux cliniques de scoliose de l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal et une importante base de reconstructions est maintenant disponible.

La première étape consiste en l'acquisition de deux radiographies postéro-antérieures, l'une conventionnelle (PA-0°), l'autre à 20 degrés d'élévation (PA-20°), et d'une radiographie latérale gauche (LAT). La reconstruction de repères ponctuels 3D appartenant aux vertèbres, aux côtes ou au bassin passe par leur numérisation préalable (assistée par ordinateur) dans les images acquises. L'inférence de la position 3D à partir

des positions 2D nécessite une connaissance de l'environnement radiologique c'est-à-dire des localisations relatives des plans images et des sources de rayons X. Ce calibrage est actuellement réalisé grâce à un ensemble de billes radio-opaques fixées sur des plaques en acrylique placées de part et d'autre du patient. Une technique mathématique dite technique DLT ou *Direct Linear Transform* (Annexe I) permet alors, à partir des billes numérisées, de calculer les 11 paramètres intrinsèques du système d'acquisition (paramètres DLT) puis les coordonnées 3D des repères identifiés dans les images (Marzan, 1976). Mentionnons ici le développement récent de techniques d'auto-calibrage offrant une alternative intéressante pour l'établissement des relations permettant le passage des images 2D en 3D et inversement (Cheriet et coll., 1999).

Les repères numérisés varient ensuite selon les structures à reconstruire. La reconstruction du rachis nécessite la numérisation de 6 repères anatomiques par vertèbre dans chacune des trois vues PA-0°, PA-20° et LAT. En 2000, Vaiton propose de n'utiliser que des clichés faisant partie de l'examen radiologique standard du thorax (PA-0° et LAT) et de minimiser l'intervention de l'utilisateur grâce à l'estimation statistique de la position de 6 repères ponctuels à partir d'une spline numérisée le long de la courbe moyenne de la colonne. L'approche de reconstruction des côtes proposée par Dansereau et Stokes consiste d'abord à numériser 11 points le long des lignes médianes de chaque côte dans chacune des vues PA-0° et PA-20°, cette dernière offrant une bien meilleure visibilité que la vue LAT. Des splines cubiques 2D sont ajustées aux séries de 11 points et permettent d'interpoler un total 60 points par ligne médiane. La mise en correspondance de ces points permet de les reconstruire en 3D par l'algorithme DLT et la ligne médiane 3D de chaque côte est approximée par une spline 3D passant par les points reconstruits. Quelques optimisations ont été apportées à la technique originale par Dansereau et coll. en 1992 et la technique a été validée par Brunel (1993) et évaluée dans un contexte clinique par Labelle et coll. (1995). Finalement une étude sur la rectification de l'erreur introduite par le déplacement du patient entre les deux prises de vues a été effectuée par Marcil (1996).

Plus récemment, des acquisitions scanner de spécimens secs de vertèbres et de bassins ainsi que des mesures de l'épaisseur de côtes cadavériques ont permis la construction d'un dictionnaire de modèles surfaciques. Ceux-ci peuvent être déformés par krigeage dual (Trochu, 1993) pour s'ajuster aux points reconstruits et fournir ainsi une modélisation géométrique surfacique personnalisée du thorax osseux.

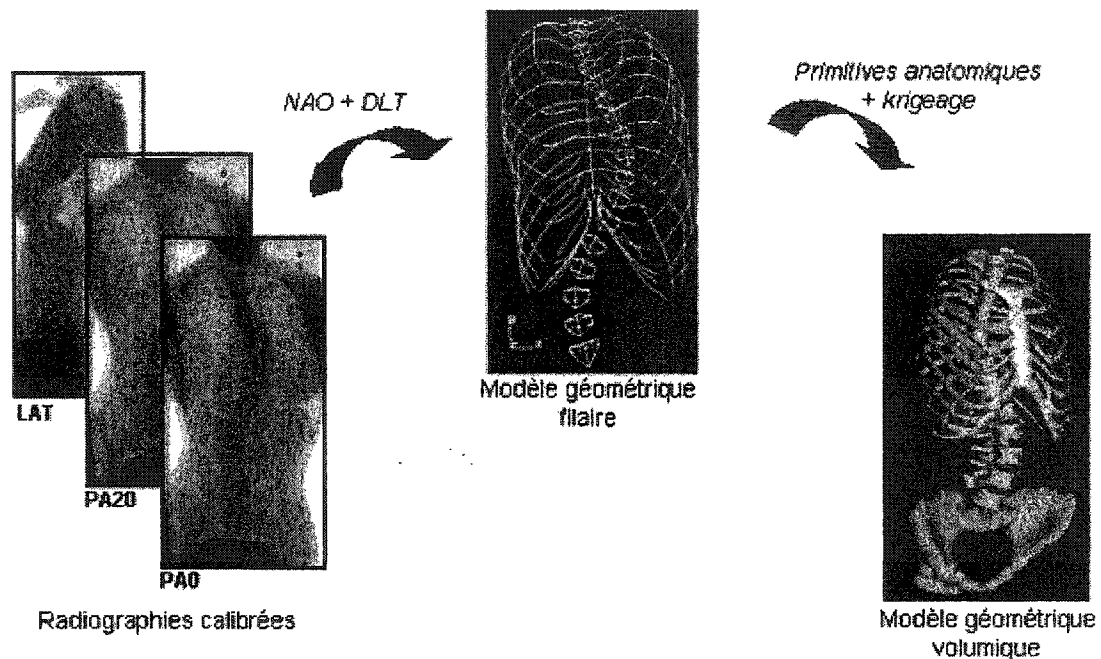


Figure 1.11 - Approche de modélisation géométrique et biomécanique personnalisée (LIS3D)

Si la reconstruction des vertèbres par cette technique est relativement rapide, robuste et fiable et ne requiert que peu d'intervention manuelle, la reconstruction des côtes souffre encore de plusieurs défauts :

- Seule une partie de l'information disponible est exploitée. Ainsi, seuls des repères ponctuels sont numérisés ce qui est restrictif quant aux données disponibles dans une radiographie et permettant d'inférer la position et la géométrie des côtes dans l'espace (contours, régions, etc.). Les points 2D sont reconstruits en 3D indépendamment les uns des autres : l'information à priori sur la géométrie des côtes ou des cages thoraciques scoliotiques n'est pas utilisée pour guider la reconstruction 3D mais seulement une fois la reconstruction des points en 3D obtenue : le modèle à priori est déformé et ajusté à des points 3D déjà entachés d'erreur de reconstruction plutôt que directement à l'information 2D disponible dans les radiographies. Enfin, la déformation par krigeage n'est pas guidée par des contraintes biomécaniques ou statistiques mais simplement par des hypothèses heuristiques sur les corrélations entre les déplacements des points du modèle ;
- Ce manque d'information est comblé par une intervention manuelle importante. En conséquence, le nombre de points à numériser est particulièrement important (440 points par cage) et l'opération de numérisation est lente (2 heures en moyenne) et laborieuse, rendant la méthode inexploitable en milieu clinique. L'intervention humaine pose aussi le problème de la précision d'autant que l'absence de repères anatomiques costaux (courbure régulière, contours lisses) rend la numérisation et la mise en correspondance des points 2D imprécise. À cela s'ajoute la variabilité inter-individuelle qui dégrade la reproductibilité de la méthode ;
- L'utilisation de la radiographie PA-20° pose deux problèmes essentiels. Cette prise de vue nécessite un appareillage spécial ce qui réduit la généralité de la technique de reconstruction. De plus, à cause de la faible différence d'incidence entre PA-0° et PA-20°, une légère erreur de numérisation du point 2D peut conduire à une erreur importante sur la coordonnée de profondeur du point 3D reconstruit. À ce titre, l'utilisation de deux vues orthogonales comme PA-0° et LAT minimise l'imprécision 3D.

1.5.2.2 Reconstruction 3D avec information à priori

Les méthodes récentes de reconstruction multi-planaires privilégient une approche utilisant un modèle générique de l'objet 3D à reconstruire. Ce modèle, qui incorpore donc notre connaissance géométrique à priori de l'objet, est rétroprojeté et ajusté aux données radiographiques.

En 1999, constatant les faiblesses de la méthode de reconstruction utilisée à l'Hôpital Sainte-Justine, un binôme d'étudiants du LBM (ENSAM, Paris), en collaboration avec le LIS3D (Hôpital Sainte-Justine, Montréal) a proposé de réduire le nombre de points à numériser en exploitant l'information à priori sur la géométrie des cages thoraciques et l'information extraite des seules radiographies PA-0° et LAT (Da Silva et Gohin, 1999). L'idée consiste à construire un modèle moyen de cage thoracique simplement en moyennant un échantillon représentatif de reconstructions. Ce modèle moyen est ensuite rétroprojeté dans les radiographies, déformé par krigeage et subit diverses manipulations de manière à l'ajuster aux points numérisés dans les vues radiographiques. L'étude de validation de ce procédé (Leblanc, 1999) a cependant révélé que les nombreuses manipulations heuristiques que subit le modèle moyen nuisaient fortement à la généralité et à la précision de la méthode (Leblanc rapporte des erreurs de reconstruction point à ligne pouvant aller jusqu'à 30 mm). De plus, la technique de krigeage utilisée pour déformer le modèle moyen n'obéit à aucune règle biomécanique ou statistique. Enfin, de même que pour la méthode conventionnelle, toute l'information contenue dans les radiographies PA-0° et LAT n'est pas exploitée mais seulement quelques points numérisés sur la ligne médiane des côtes. Le processus de numérisation reste manuel et donc sujet à des erreurs humaines et d'autant plus laborieux que la visibilité dans la vue LAT est particulièrement réduite. Toute l'information à priori sur les déformations admissibles et leur probabilité reste inexploitée.

Plusieurs auteurs ont cherché à déformer le modèle générique de manière plus intelligente c'est-à-dire en évitant d'instaurer des règles ad hoc nuisant à la généralité de la méthode et aux possibilités d'automatisation. Que ce soit en 2D ou en 3D, la tendance générale consiste à formuler le processus de déformation du modèle générique comme la minimisation (ou maximisation) d'une fonction d'énergie comprenant deux termes (Montagnat et coll., 2001) : un terme mesurant l'adéquation du modèle déformé avec les données (énergie externe) et un terme assurant la régularité de la déformation (énergie de régulation ou énergie interne) :

$$E(s) = E_{reg}(s) + E_{ext}(s, d_{ext}) \quad (\text{eq. 1.1})$$

Plus l'énergie totale est faible, plus le modèle déformé est proche de la solution recherchée. Le problème se réduit alors à la recherche des paramètres de déformation assurant un optimum global de la fonction d'énergie dans l'espace de recherche.

La méthode la plus courante d'ajustement des différents paramètres consiste résoudre l'équation d'Euler :

$$\nabla E(s) = 0 \quad (\text{eq. 1.2})$$

Le modèle est déplacé et déformé itérativement. À chaque étape le gradient de E est estimé et converti en un champ de forces appliqué à chaque point composant le modèle.

Ainsi, en 1998, Molina et coll. utilisent des contours actifs 3D pour reconstruire des cathéters en angiographie biplan. Un peu plus tard, Canero et coll. (2000) étendent cette méthode à la reconstruction de vaisseaux sanguins. Tout comme en 2D (Kass et coll., 1988), la déformation des contours actifs est guidée par une fonction d'énergie comprenant un terme d'énergie externe qui attire le contour actif vers une position 3D cohérente avec les données angiographiques 2D du patient et un terme d'énergie interne qui défavorise les déformations trop importantes et assure une certaine régularité au

contour 3D final. L'évolution vers la configuration déformée optimale se fait de manière itérative en résolvant l'équation d'Euler. Le contour actif 3D est rétroprojeté en 2D et comparé aux contours segmentés dans chacun des clichés. Les vecteurs de déplacement 2D à appliquer sont alors estimés en chaque point du contour actif rétroprojeté, reconstruits en 3D et le modèle est déformé en conséquence. L'algorithme est validé sur des fantômes virtuels simulés par ordinateur, un fantôme physique ainsi que sur des cas réels. L'approche est particulièrement intéressante du fait de l'analogie géométrique entre côtes et vaisseaux sanguins (structures tubulaires étendues).

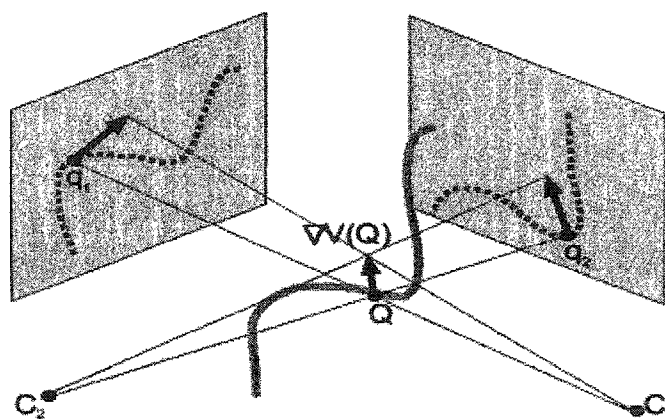


Figure 1.12 - Estimation d'un champ ∇V de déformations 3D (Canero et coll., 2000) :
grâce aux sources C_1 et C_2 , un point Q est rétroprojeté (q_1 , q_2) et le vecteur de déplacement à appliquer est estimé en 2D puis reconstruit en 3D

En 1999, dans une approche similaire, Lötjonen et coll. utilisent un modèle 3D déformable pour la reconstruction 3D d'un thorax à partir de deux vues radiographiques (frontale et latérale). La partie centrale de l'algorithme consiste à simuler les clichés radiographiques PA et LAT du modèle et à calculer en 2D et reconstruire en 3D les champs de déformations élastiques nécessaires pour recaler les radiographies simulées avec les radiographies du patient. La précision de la technique est évaluée à 5 mm. La généralité de cette formulation a permis une application à la reconstruction tridimensionnelle du cœur (Veistera et coll., 2001).

Cependant, chez ces auteurs, la définition du terme d'énergie interne qui contraint les déformations possibles reste empirique et ne se base que sur des critères de régularité géométrique locale de modèle : la géométrie globale du modèle déformable est dès lors très peu contrainte. D'autre part, la résolution de l'équation d'Euler ne permet de guider le modèle déformable que vers un optimum local proche du modèle initial. L'initialisation du modèle doit donc être précise c'est-à-dire proche de la solution recherchée ce qui requiert souvent une intervention manuelle importante de la part de l'utilisateur.

D'autres travaux rendent compte de tentatives pour contraindre davantage les déformations possibles du modèle 3D. Certains s'appuient sur une modélisation physique de l'élasticité de l'ensemble du modèle.

En 1996, Kita construit un modèle 3D d'estomac. Les points 3D composant ce modèle discret sont reliés les uns aux autres par différents ressorts permettant de définir des contraintes globales de déformation de nature mécanique et de rendre ainsi compte de l'élasticité de la paroi de l'organe. Le processus de reconstruction consiste alors à ajuster ce modèle aux données radiographiques 2D tout en minimisant son énergie élastique totale.

En 2000, toujours en se basant sur une analogie mécanique, Mitton construit un modèle déformable de vertèbre. Les points du modèle, reliés entre eux par des ressorts linéaires, sont par ailleurs contraints à se déplacer le long des lignes épipolaires 3D ce qui permet une reconstruction biplanaire exploitant à la fois des points stéréocorrespondants et non-stéréocorrespondants. Le modèle est déformé vers un état mécanique stable dans lequel son énergie totale est minimale à l'aide d'un algorithme de descente de gradient généralisée. Un recalage satisfaisant avec les données radiographiques est ainsi obtenu tout en maintenant la géométrie du modèle la plus proche possible de la géométrie du

modèle générique initial. Remarquons que cette approche a été étendue par la suite à la reconstruction à partir de contours non stéréocorrespondants (Laporte, 2002).

Ici encore toutefois, le réglage des contraintes (rigidités des ressorts) permettant de limiter les déformations du modèle dans des intervalles acceptables s'avère particulièrement difficile. De plus, l'utilisation d'algorithmes d'optimisation locale nécessitant une bonne initialisation (pour éviter les optima locaux de la fonction d'énergie), l'opérateur est amené à numériser de nombreux repères anatomiques : près d'une vingtaine de points par vertèbre et par image par exemple dans le cas de la méthode développée par Mitton (Mitulescu et coll., 2001).

Outre l'utilisation de modèles mécaniques ou par éléments finis, les approches par modélisation statistique forment une autre classe de méthodes permettant l'exploitation d'information a priori et la définition de contraintes de déformation à une échelle globale. Elles se fondent sur les travaux de Cootes et coll. (1992) pour construire un modèle déformable dans des limites statistiquement admissibles. Le principe repose sur l'Analyse en Composantes Principales (ACP) d'une base d'apprentissage A constituée d'un ensemble d'exemples s_i de l'objet modéliser. Cette analyse statistique permet d'extraire la géométrie moyenne $\bar{s}$ ainsi que les déformations typiques ϕ_i observables dans la base d'apprentissage et leurs amplitudes caractéristiques λ_i . Dans le cas d'un objet 3D composé de N points, un objet déformé quelconque s peut être généré selon l'équation suivante en faisant varier les coefficients contrôlant l'amplitude des déformations b_i dans des intervalles acceptables fonction des λ_i :

$$s = \bar{s} + \sum_{i=1}^{3N} b_i \phi_i \quad (\text{eq. 1.3})$$

La formulation de Cootes offre un cadre théorique rigoureux et général pour la construction de modèles déformables et l'exploitation d'information géométrique a priori. Les contraintes guidant la déformation du modèle ne sont pas établies empiriquement

mais apprises à partir de l'étude d'une base de données représentative des géométries possibles. De plus, les déformations de même que les contraintes agissent à un niveau global et affectent l'ensemble du modèle, permettant de générer des instances déformées cohérentes avec les informations contenues dans la base de données.

Cette méthode statistique a été appliquée avec succès à la reconstruction 3D multi-planaire du genou (Fleute et Lavallée, 1999) ou encore à des problèmes de segmentation dans une séquence d'images (Kervrann et Heitz, 1999). Dans le cadre de l'étude des structures osseuses du thorax, citons des travaux sur la segmentation 2D des côtes dans des radiographies numériques PA (Ginneken et Romeny, 2000) ainsi que le développement d'un modèle 3D de vertèbre lombaire à partir d'un ensemble de vertèbres représentatives préalablement numérisées par tomographie (Lorenz et Krahnstover, 2000).

Plus récemment, Benameur et coll. (2001, 2003) ont construit un modèle de vertèbre semblable et développé une approche de reconstruction biplanaire de vertèbres lombaires et thoraciques. Les contours vertébraux sont extraits automatiquement des radiographies et l'ajustement des paramètres de déformation se fait par minimisation d'une fonction d'énergie classique à l'aide d'une technique de descente de gradient généralisée à partir d'un estimé initial. En conséquence, le processus de reconstruction est largement automatisé et exploite à la fois l'ensemble de l'information de contours disponible dans les radiographies et l'information géométrique à priori. Cependant l'algorithme d'optimisation reste déterministe et donc dépendant de la qualité de l'initialisation. L'utilisation d'un algorithme d'optimisation globale (recuit simulé, algorithme génétique, programmation dynamique ...) permettrait sans doute d'accroître la robustesse de la méthode grâce à une exploration plus complète de l'espace de recherche et diminuer encore davantage le travail manuel de l'opérateur.

1.6 Objectifs et hypothèses

L'objectif général de ce projet est de décrire et de mettre en oeuvre une méthode de reconstruction 3D de la cage thoracique (côtes C1 à C10 gauches et droites) à partir de deux images radiographiques numériques et qui ne nécessite que peu d'intervention manuelle. L'accent sera mis à la fois sur l'automatisation et la précision atteinte. La méthode proposée doit être générale en vue d'être applicable en clinique ce qui implique une contrainte matérielle importante : il est indispensable de se limiter aux clichés standard habituellement réalisés soit PA-0° et LAT. La mise au point d'une méthode répondant à ces critères permettra de résoudre les principaux problèmes rencontrés par les approches antérieures.

Pour limiter le cadre de travail, les postulats suivants sont posés :

- des images radiographiques PA-0° et LAT du patient à reconstruire incluant l'ensemble de la cage thoracique sont disponibles et le calibrage de l'environnement radiologique a déjà été réalisé ;
- la colonne vertébrale de ce patient a déjà été reconstruite et il est possible d'estimer, à partir de la position des apophyses transverses, la position des têtes costales de chacune des côtes. Des travaux de Petit et coll. (1998) ont montré que cette hypothèse est raisonnable. Si cette estimation n'est pas possible, les points nécessaires peuvent être numérisés manuellement sur les radiographies et reconstruits par DLT.

Le projet en lui-même se découpe en deux grandes phases :

- la méthode de reconstruction proprement dite ;
- la procédure d'évaluation et de validation.

CHAPITRE 2 - MÉTHODOLOGIE

2.1 Approche générale

La méthode proposée appartient aux méthodes biplanaires de reconstruction 3D. La cage thoracique est reconstruite côte par côte de manière hiérarchique à l'aide d'un modèle 3D déformable de chaque côte. Le processus de reconstruction s'inspire des travaux de Benameur et coll. (2001, 2003) sur les vertèbres et repose sur la combinaison de deux sources d'information :

- les données génériques prennent la forme d'un modèle tridimensionnel continûment déformable de la ligne médiane de la côte à reconstruire, bâti à partir de l'analyse statistique d'une base de données de reconstructions 3D de la ligne médiane de cette côte chez plusieurs patients scoliotiques. S'ajoute un modèle surfacique de côte adaptable à la géométrie de la ligne médiane et d'épaisseur moyenne ajustable ;
- les données spécifiques sont constituées des informations géométriques costales extraites des radiographies frontale et latérale du patient à reconstruire.

La reconstruction de chaque côte s'effectue par maximisation d'une fonction d'énergie mesurant la qualité du recalage du modèle rétroprojeté avec les données extraites des deux radiographies. Les paramètres optimaux d'orientation, d'échelle et de déformation 3D ainsi atteints définissent la côte reconstruite. L'attrait essentiel de ce type d'approche est de permettre l'exploitation des connaissances à priori de la géométrie des côtes mais aussi de la variabilité pathologique de cette géométrie chez les patients scoliotiques. En effet, l'information radiographique seule s'avère souvent insuffisante pour une reconstruction correcte, notamment à partir des seules radiographies PA-0° et LAT pour lesquelles les points identifiables dans l'une des vues ne le sont généralement pas dans l'autre.

Le processus de reconstruction de la cage thoracique complète commence par la reconstruction des côtes du niveau thoracique 10, davantage visibles dans les radiographies. Pour ces côtes, les intervalles de variation des différents paramètres (rotations, facteur d'échelle) sont centrés sur la côte moyenne et choisis particulièrement larges pour compenser l'absence d'initialisation précise. Par la suite, les côtes du niveau supérieur (i) sont initialisées à partir des reconstructions obtenues au niveau inférieur ($i+1$) : les intervalles de variation sont centrés sur les valeurs obtenues au niveau $i+1$ et leur amplitude est réduite.

En l'absence de reconstructions étalons (au CT-Scan par exemple), la validation de la méthode emploie une série *de fantômes virtuels*. Ceux-ci sont construits en simulant les radiographies PA-0° et LAT de cages thoraciques déformées. Alors, chacun de ces modèles est simplement reconstruit à partir des radiographies simulées et la mesure des écarts à la géométrie réelle permet d'estimer la précision absolue atteinte.

Le présent chapitre de méthodologie est donc logiquement structuré en quatre grandes parties (Fig. 2.1) :

- la construction du modèle 3D statistiquement déformable de chaque côte ;
- L'extraction des données spécifiques des radiographies PA-0° et LAT ;
- La construction et l'optimisation d'une fonction d'énergie appropriée ;
- La description du protocole de validation employé.

Notons enfin que la méthode proposée exploite plusieurs outils et développements théoriques déjà décrits dans la littérature scientifique consultée. Un soin particulier a été apporté pour mettre en valeur les modifications et / ou adaptations effectuées par rapport aux travaux d'origine.

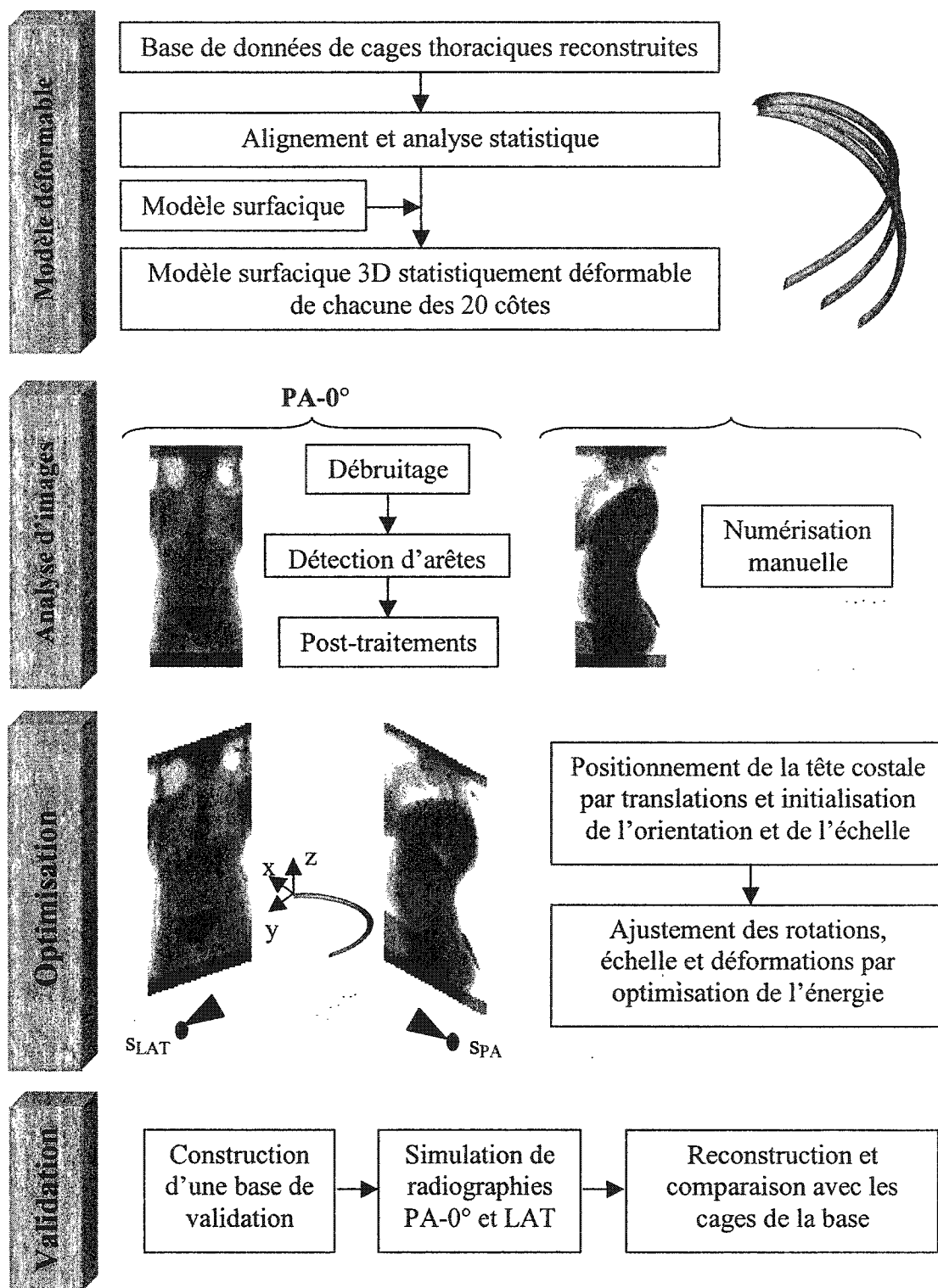


Figure 2.1 - Schéma méthodologique général du projet

2.2 Modèles statistiquement déformables de côtes

La construction de modèles statistiquement déformables permet une représentation simple et compacte des données génériques c'est-à-dire de l'ensemble des connaissances à priori sur la géométrie et les variations de géométrie de l'objet modélisé. La méthode proposée ici s'inspire des travaux de Cootes et coll. (1992) présentés brièvement au paragraphe 1.4.2.2. Les côtes constitutives de la cage thoracique sont modélisées et reconstruites individuellement. Seules les 20 côtes C1 à C10 gauches et droites sont considérées, les côtes flottantes (niveaux C11 et C12) ne présentant aucun intérêt clinique pratique pour l'étude de la scoliose.

2.2.1 Description de la population d'apprentissage

Préalablement à la construction du modèle générique déformable 3D de côte, il est nécessaire d'assembler une base de données représentative sur laquelle se fondera l'étude statistique. Benameur et coll. (2001, 2003) utilisent des vertèbres cadavériques scannées et numérisées manuellement. Pour ce qui concerne les côtes, de telles bases de données n'existent pas à notre connaissance et leur construction serait excessivement laborieuse. Nous proposons ici de fonder la modélisation statistique sur les reconstructions 3D effectuées à l'Hôpital Sainte-Justine par la méthode DLT conventionnelle (Fig. 2.2). Ces reconstructions ont l'avantage d'être nombreuses ce qui permet de mener l'analyse statistique sur un échantillon de taille suffisante.

La base de données exploitée dans cette étude comprend $M = 538$ reconstructions de cages thoraciques (20 côtes) de patients atteints de scoliose idiopathique (en majorité des adolescentes, tous types de déformations confondues), et examinés à l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal entre 1989 et 2000. Ces cages sont exprimées dans un repère orienté selon les normes de la Scoliosis Research Society (Stokes, 1994).

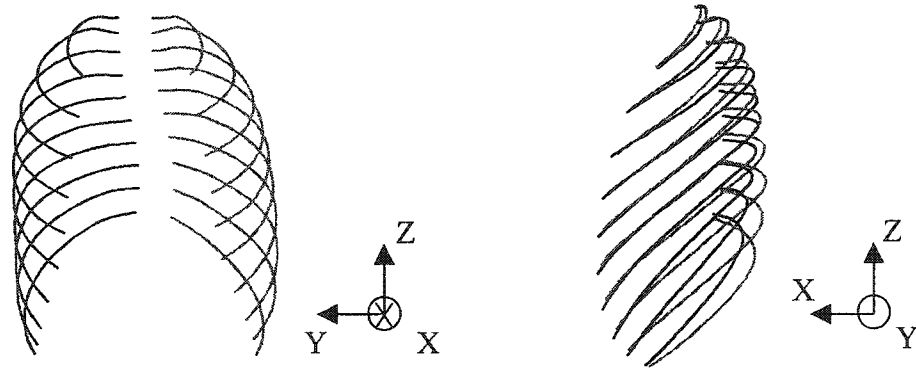


Figure 2.2 - Exemple d'une reconstruction DLT filaire de cage thoracique appartenant à la base de données, vues PA et LAT

Chaque côte s est représentée ici par une série de $N = 30$ points sur sa ligne médiane 3D (soit un vecteur de $3N = 90$ coordonnées), et ordonnés depuis la tête costale jusqu'à l'extrémité antérieure :

$$s = [x_1 \ y_1 \ z_1 \dots \ x_N \ y_N \ z_N]^T \quad (\text{eq. 2.1})$$

De manière à construire un modèle déformable de chaque côte C1 à C10 gauche et droite, la base de données est considérée non pas comme un ensemble de 538 cages thoraciques mais sous la forme de 20 ensembles de 538 côtes. Comme la position 3D de chaque tête costale du patient est supposée connue, il est suffisant de modéliser les variations des positions relatives des points des côtes par rapport à leur tête costale. Pour chacune des 20 côtes, les 538 reconstructions sont donc translatées de manière à faire coïncider leurs têtes costales. En pratique, par souci de simplicité, les têtes costales sont ramenées à l'origine du repère de reconstruction : 20 bases d'apprentissage A sont ainsi construites, chacune composée de 538 côtes reconstruites :

$$A = \{s_1, \dots, s_M\} \quad (\text{eq. 2.2})$$

2.2.2 Alignement

Avant d'être soumis à l'analyse statistique proprement dite, les côtes de chaque base d'apprentissage A doivent être alignées, c'est-à-dire subir une transformation rigide et une mise à échelle destinée à les placer dans un repère commun afin de pouvoir être comparées. Plusieurs méthodes d'alignement sont recensées dans la littérature (Horn, 1987; Cootes et coll., 1992; etc.). La méthode itérative Procrustes (Gower, 1975; Goodall, 1991), qui se fonde sur un recalage de type moindres carrés, est ici choisie pour sa généralité et la simplicité des modifications à y apporter pour l'adapter à notre application particulière (Annexe II). En effet, toutes les têtes costales des bases A coïncidant, l'alignement en translation est déjà réalisé : dès lors il suffit d'éliminer de l'algorithme original l'étape d'alignement des centroïdes des objets et de ne plus considérer que les ajustements d'échelle et les alignements en rotation. De plus, les côtes à aligner étant déjà exprimées dans des repères de reconstruction très similaires en position et orientation, la convergence de l'algorithme devrait s'avérer rapide.

2.2.3 Calcul des modes de déformation

Par la suite, l'Analyse en Composantes Principales (ACP) est appliquée à chaque base d'apprentissage alignée. Chaque côte s de A est considérée comme la réalisation d'une variable aléatoire suivant une loi normale de moyenne $\bar{s}$ (voir section 3.1.1). Les variations de géométrie entre les côtes de la base d'apprentissage A sont représentées par la matrice de covariance C (de dimension $3N \times 3N = 90 \times 90$) des écarts à la géométrie moyenne :

$$C = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M (s_m - \bar{s})(s_m - \bar{s})^T \quad (\text{eq. 2.3})$$

Par construction, C est une matrice réelle et symétrique donc diagonalisable et ses vecteurs propres forment une base orthonormée de $\mathcal{R}^{3N}$. Toute côte s de A peut alors s'exprimer sous la forme de l'équation 1.3 (p.28). Comme C est définie positive, ses

valeurs propres sont strictement positives et peuvent être classées en ordre décroissant $\lambda_n \geq \lambda_{n+1}$. Les vecteurs propres associés aux valeurs propres les plus grandes représentent les vecteurs de déformation géométrique costale les plus significatifs et les valeurs propres correspondantes représentent la variance de la distribution des côtes de A selon ces vecteurs (Cootes et coll., 1992). En ne conservant, dans l'équation 1.3, que les T principaux vecteurs de déformation costale c'est-à-dire ceux contenant le plus d'information issue de A , un modèle déformable simple et compact de la ligne médiane de chacune des 20 côtes (identique à celui proposée par Cootes dans un cadre général) peut être construit :

$$s \approx \bar{s} + \sum_{i=1}^T b_i \phi_i \quad (\text{eq. 2.4})$$

où ϕ_i est le $i^{\text{ème}}$ vecteur de déformation costale et b_i un coefficient déterminant l'amplitude de la déformation ajoutée selon ce vecteur de déformation (comme les ϕ_i forment une base orthonormée de $\mathcal{R}^T$, on peut aussi interpréter chaque b_i comme la coordonnée de la côte s par rapport à la côte moyenne selon l'axe défini par le vecteur de déformation ϕ_i correspondant).

Ici, le nombre de vecteurs de déformation costale T est choisi de manière à ce que la somme des variances selon chacun des T vecteurs représente une proportion suffisante de la variance géométrique totale contenue dans la base A . Ce nombre devra toutefois rester raisonnable en regard de l'optimisation finale de la fonction d'énergie : l'augmentation du nombre de variables à optimiser accroît fortement la difficulté du problème. Suivant l'équation 2.4, les lignes médianes costales peuvent être déformées simplement en faisant varier les coefficients b_i dans des limites appropriées. Ces coefficients suivant une loi normale de moyenne nulle et de variance λ_i , des limites logiques peuvent être fixées à ± 3 écarts-types par rapport à la moyenne ($b_i = 0$) selon chaque axe de déformation :

$$-3\sqrt{\lambda_i} \leq b_i \leq 3\sqrt{\lambda_i} \quad , \quad i = 1, \dots, T \quad (\text{eq. 2.5})$$

2.2.4 Du modèle filaire au modèle surfacique

Les modèles déformables construits à partir de l'analyse statistique des populations d'apprentissage A sont des modèles déformables filaires de lignes médianes de côtes. Or les algorithmes de détection automatique de lignes médianes d'objets dans des images sont peu nombreux et nécessitent souvent soit une intervention manuelle importante, soit des objets se détachant très nettement de l'arrière-plan. Par contre, les détecteurs de contours fondés sur la recherche de maximums locaux du gradient d'intensité, sont nombreux et robustes.

L'étape suivante consiste alors à générer, à partir des lignes médianes reconstruites, un modèle surfacique de côte sur lequel sera appliqué par la suite un extracteur de silhouette (contours 3D). Les contours obtenus par rétroprojection de cette silhouette en 2D pourront être comparés avec ceux par ailleurs segmentés dans les radiographies. Le modèle surfacique de côte doit être suffisamment détaillé pour assurer la régularité des contours extraits et permettre l'ajustement de paramètres supplémentaires comme par exemple l'épaisseur moyenne de la côte, un paramètre susceptible de varier suivant le patient ou le niveau thoracique considéré.

La série de modèles surfaciques 3D développés en 1995 au LIS3D (Hôpital Sainte-Justine, Montréal) par Yves Martel (De Guise et Martel, 1988) puis par Yvan Petit à partir de 1997 semble toute indiquée. Ces maillages tubulaires composés de 30 sections ovalaires et fermés sont décrits en détail dans l'annexe III. La géométrie de chaque section s'appuie sur les mesures effectuées par Roberts et Chen (1972) sur des spécimens cadavériques de côtes. Une petite modification est apportée pour permettre le contrôle de l'épaisseur de la côte grâce à un paramètre e . Ce paramètre agit comme un facteur d'échelle appliqué à chacune des 30 sections composant la côte par rapport au point de la ligne médiane correspondant. Il permet donc le contrôle de la distance moyenne des facettes du modèle par rapport à la ligne médiane de la côte (Fig. 2.3).

2.2.5 Extraction des silhouettes 3D des modèles surfaciques de côtes

La phase suivante consiste, une fois construit le modèle surfacique déformé d'épaisseur spécifiée e , à pouvoir en extraire la silhouette c'est-à-dire les contours externes 3D. L'algorithme développé par le binôme Amandjules et Ballara (1999) et décrit dans l'annexe IV est employé. Il permet de déterminer les points 3D du modèle maillé où s'annule le produit scalaire entre le vecteur de visée et la normale à l'objet. Toutefois, les contours associés aux facettes des extrémités des côtes ne sont jamais visibles dans les radiographies : les extrémités postérieures sont masquées par les éléments de l'articulation costo-vertébrale et les facettes antérieures ne sont pas suffisamment contrastées pour que leurs contours soient exploitables. En conséquence, ces facettes triangulaires sont simplement omises lors de l'extraction des contours (Fig. 2.3).

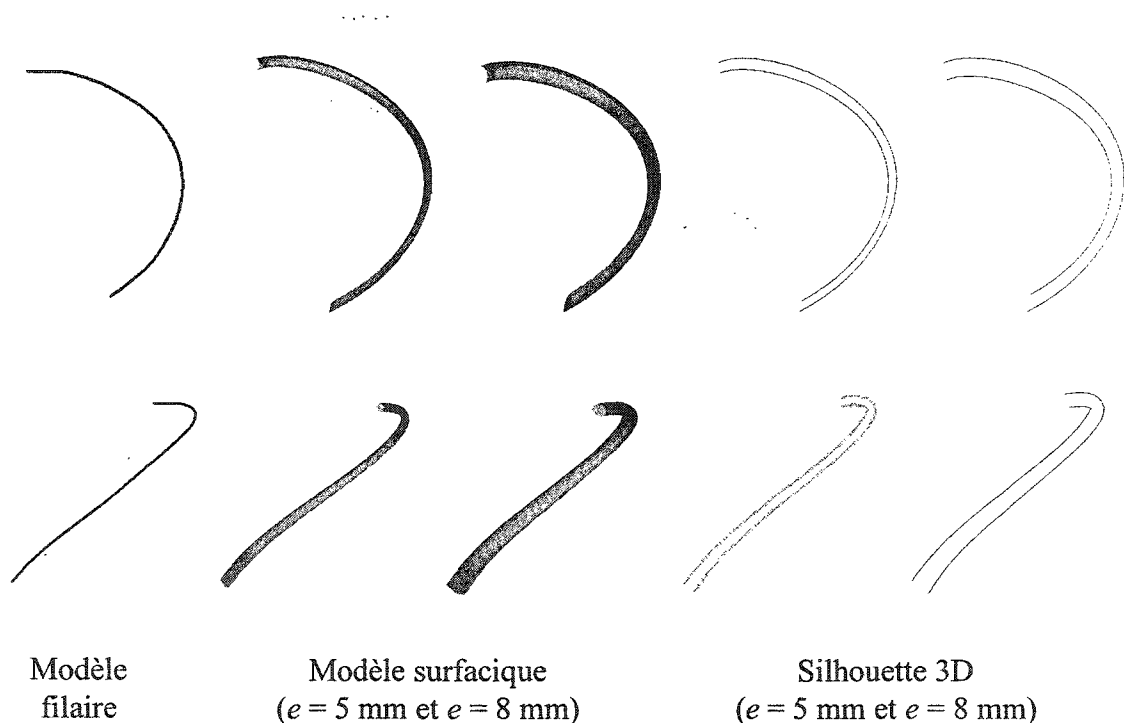


Figure 2.3 - Du modèle filaire au modèle surfacique (illustration du contrôle de l'épaisseur moyenne du modèle surfacique e) et silhouettes 3D (vues PA et LAT)

2.2.6 Bilan de la modélisation statistique

À ce stade de développement, un modèle surfacique 3D déformable de chaque côte C1 à C10 gauche et droite est disponible. Ces modèles incorporent un maximum de l'information à priori disponible sur la géométrie et la variabilité géométrique des côtes. Chaque modèle est composé de :

- une ligne médiane (filaire) moyenne composée de 30 points 3D. Son orientation est ajustable grâce aux paramètres globaux de rotation rigide R_x , R_y et R_z , autour de la tête costale O . Sa taille est contrôlée par un facteur d'échelle k par rapport à O . Finalement, cette ligne médiane moyenne peut être déformée en faisant varier une série de T paramètres b_i contrôlant l'amplitude de la déformation selon chacun des T vecteurs correspondants (eq. 2.4) dans des limites admissibles déduites d'une analyse statistique rigoureuse ;
- un modèle surfacique de côte qui s'ajuste à la géométrie de la ligne médiane et dont on peut faire varier l'épaisseur moyenne à l'aide d'un paramètre e .

La série de $T+5$ paramètres permettant la déformation de la côte est donc la suivante :

$$\Theta = (b_{i=1}^T, R_x, R_y, R_z, k, e) \quad (\text{eq. 2.6})$$

Par ailleurs, étant donné la position de la source radiographique fournie par les données de calibrage, il est possible d'extraire les contours 3D externes (silhouette) d'un modèle déformé quelconque de côte (Annexe IV). Les paramètres de calibrage DLT permettent finalement de rétroprojeter la silhouette ainsi que la ligne médiane de la côte déformée dans chacune des deux radiographies (Annexe I), fournissant l'information géométrique 2D qu'il s'agira de comparer aux contours extraits ou aux données directement numérisées dans les radiographies.

2.3 Information spécifique : données radiographiques

Cette section décrit les techniques d'extraction de l'information propre au patient. Conformément à nos objectifs, cette information est issue exclusivement des deux radiographies postéro-anérieure et latérale. L'étude réalisée par le binôme Arrive et Rouault (1997) a mis en évidence la très mauvaise visibilité des côtes dans la radiographie latérale par rapport à la radiographie frontale dans laquelle toute la longueur des vingt côtes est parfaitement distinguable.

Deux stratégies différentes sont alors adoptées. Dans la vue PA-0°, l'accent est mis sur l'extraction automatique des contours costaux tandis que dans le cliché LAT quelques points sont numérisés manuellement sur les portions de côtes les plus visibles.

2.3.1 Extraction automatique des contours 2D des côtes en PA

L'examen général des techniques de segmentation de côtes recensées dans la littérature (Van Ginneken et coll., 2001) fait ressortir un trait commun à l'ensemble des méthodes : elles requièrent une part importante d'intervention humaine et ne satisfont donc pas la contrainte de minimisation du travail manuel de l'opérateur. Plutôt qu'une approche pointue et dédiée spécifiquement à la détection des côtes, un schéma classique et général de détection automatique d'arêtes est adopté.

La rétroprojection des têtes costales 3D (connues) dans les deux vues permet de définir la région de la radiographie contenant la cage thoracique et de s'y limiter. Le traitement de la sous-image ainsi extraite suit trois étapes : débruitage, détection d'arêtes et post-traitements. Dans le but d'accélérer les calculs lors des deux premières étapes, l'image originale de la cage thoracique est traitée par blocs de 512 x 512 pixels qui sont réassemblés par la suite.

2.3.1.1 Débruitage et détection d'arêtes

Le filtrage des images radiographiques se fait grâce au filtre de Wiener. Ce choix résulte d'un compromis entre la qualité du filtrage effectué et sa simplicité et sa robustesse face à une large gamme d'images radiographiques sans nécessiter d'autre réglage que le choix de la taille du voisinage considéré.

Une fois le bruit filtré, un détecteur d'arêtes de Canny (Canny, 1986) est utilisé. Cet algorithme, très largement employé en vision, permet une détection automatique d'arêtes et comprend trois phases : calcul du gradient lissé, suppression des non-maxima locaux et enfin seuillage par hystérésis. Les seuils ont été ajustés manuellement de manière à réduire le nombre d'arêtes dues au bruit sans perdre d'information sur les contours d'intérêt. A l'issue de la détection, une carte binaire est produite dans laquelle les pixels de contours ont une valeur 1.

2.3.1.2 Post-traitements

Les arêtes détectées précédemment sont souvent discontinues et perturbées par du bruit résiduel. Les images binaires fournies par l'algorithme de Canny sont couramment post-traitées afin d'éliminer les contours dus au bruit et de reconnecter les segments de contours appartenant à une seule et même arête dans l'image. La phase de post-traitement vise ici à tirer parti de la géométrie particulière des contours de côtes (arêtes longues et régulières) pour effectuer des seuillages en longueur et en courbure et à raccorder de manière intelligente les portions de contours costaux précédemment extraites en exploitant les concepts de proximité et de continuité entre deux contours (Rosin, 1994). La priorité est donnée à l'élimination des contours indésirables, soit résultant du bruit n'ayant pu être filtré, soit correspondant à d'autres structures (vertèbres, clavicule) ou à des taches pulmonaires visibles dans les espaces intercostaux.

L'algorithme procède en plusieurs étapes :

- Chaînage des pixels. Les pixels voisins (8 voisins par pixel) et appartenant à un contour sont regroupés sous forme de liste de pixels. Chaque liste ainsi formée représente un segment de contours ;
- Calcul des courbures des segments de contours en chaque pixel. Pour chacun des segments, l'orientation de la tangente au contour θ (exprimée en degrés par rapport à l'horizontale) est calculée à chaque pixel et la courbure c du segment est obtenue en utilisant les formules classiques de géométrie analytique suivantes :

$$\theta = \tan^{-1}(y') \qquad c = \frac{y''}{(1 + y'^2)^{3/2}} \qquad (\text{eq. 2.7})$$

La dérivée y' en un pixel donné est calculée en moyennant les coordonnées des n pixels précédents et celles des n pixels suivants et en déduisant la pente du segment de droite joignant ces points moyens. La dérivée seconde, utile pour le calcul de la courbure, est calculée de la même manière en moyennant de part et d'autre du pixel considéré les valeurs de la dérivée première. Le nombre n de pixels dépend de la configuration du segment. Ici, la valeur de n est directement proportionnelle à la tortuosité du segment de contour (rapport entre la distance séparant les deux points les plus éloignés et la longueur du segment). De cette manière, plus un segment de contours est tortueux, plus n est petit, ce qui évite un lissage trop important des dérivées successives ;

- Cassage des segments de contours aux maxima de courbure. Les contours de côtes recherchés sont particulièrement réguliers et les pixels pour lesquels la courbure est trop importante ne peuvent pas appartenir à ces contours. Les pixels dépassant une courbure seuil m_c sont donc retirés de la liste des contours ;

- Seuillage en longueur. Les segments de contours de moins de m_l pixels sont considérés ne pas appartenir à des côtes et donc éliminés de la liste des segments ;
- Reconnection des segments cassés. Il s'agit à présent de raccommoder les contours discontinus. Deux contours candidats sont définis comme ayant des extrémités proches (contrainte en distance) et tels que la différence d'orientation entre leurs tangentes aux extrémités soit faible (contrainte en orientation). Deux seuils doivent encore être fixés : un seuil m_d définissant la distance limite (en pixels) et un seuil m_o la différence d'orientation limite (en degrés). Les segments sont connectés grâce à l'algorithme de Bresenham (1985). Lorsque, pour un contour donné, plusieurs contours sont candidats, on privilégie la différence d'orientation la plus faible plutôt que la distance entre les extrémités est privilégiée. Enfin dans le cas d'une jonction, on regroupe les contours pour lesquels la courbure à la jonction est la plus faible, c'est-à-dire qu'on donne l'avantage encore une fois à la régularité du contour final. Les contours des côtes, globalement plus longs et plus réguliers sont favorisés par ce processus par rapport aux contours indésirables.

2.3.2 Numérisation manuelle en LAT

Le traitement du cliché latéral diffère de celui de l'image PA-0°. Comme mentionné précédemment, pour les images dont nous disposons, les structures costales sont nettement moins visibles dans la vue latérale que dans la vue postéro-antérieure. Les occlusions sont nombreuses (épaule, côtes gauches masquant les côtes droites...), l'effet du bruit est nettement plus sensible et le contraste est localement insuffisant : un détecteur de contours n'est pas applicable dans un tel contexte.

La numérisation d'une spline 2D le long de la ligne médiane de chaque côte dans les portions visibles soit les portions les plus postérieures semble être la meilleure solution. Notons que la zone postérieure de la cage thoracique est également une des plus

importantes d'un point de vue clinique pour l'étude de déformations caractéristiques comme la gibbosité. Le réglage manuel du contraste peut être envisagé s'il facilite la numérisation des points. Le point de départ de la spline est la rétroprojection dans la vue latérale de la tête costale 3D. Ce point est connu et n'a donc pas à être numérisé de nouveau. La numérisation de 3 points supplémentaires le long de la ligne médiane postérieure de chaque côte et l'interpolation de 100 points le long des splines 2D ainsi générées permet une représentation convenable de la géométrie postérieure.

Au total, 60 points 2D sont donc numérisés dans la vue latérale mais ce nombre peut être ajusté par l'opérateur selon les cas rencontrés. Pour des côtes dont les portions antérieures sont suffisamment visibles comme les côtes 7 à 10 (Arrive et Rouault, 1997), il peut être avantageux de numériser plus de points pour contraindre davantage le modèle déformable et obtenir une reconstruction plus précise.

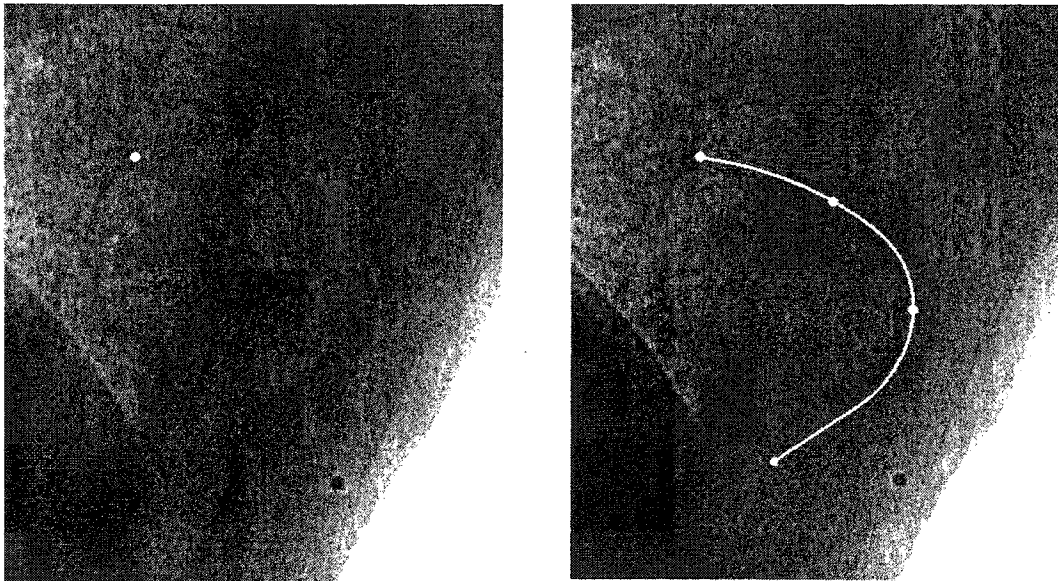


Figure 2.4 - Numérisation d'une spline 2D sur la portion postérieure de la ligne médiane de chaque côte : rétroprojection de la tête costale et spline numérisée

2.4 Recherche du modèle déformé optimal

Dans cette partie, il s'agit d'assembler les deux sources d'information exploitées précédemment, le modèle statistiquement déformable et l'information extraite de chacune des radiographies, afin d'obtenir une reconstruction 3D personnalisée d'une côte du patient examiné. Pour ce faire, la position de la côte doit d'abord être initialisée. Puis, il faut mesurer la qualité d'une instance du modèle 3D déformable par rapport aux contours extraits et aux points numérisés dans les radiographies du patient. Ceci passe par la rétroprojection des contours 3D du modèle dans la vue PA et de la ligne médiane 3D dans la vue LAT grâce aux paramètres de calibrage, puis par l'évaluation d'une fonction d'énergie (ou fonction de coût) appropriée.

2.4.1 Construction de la fonction d'énergie E

Comme mentionné dans la revue de littérature (paragraphe 1.4.2.2), une manière classique et très répandue d'ajuster un modèle déformable à un ensemble de données externes consiste à formuler le problème sous la forme de l'optimisation d'une fonction d'énergie (eq. 1.1). Dans le cas présent, les données externes comprennent la paire de radiographies du patient à reconstruire : $d_{ext} = (I_{PA0}, I_{LAT})$. L'équation 1.1 prend la forme suivante :

$$E = E_p(s) + \alpha E_v(s, I_{PA0}, I_{LAT}) \quad (\text{eq. 2.8})$$

où $E_p(s)$ est l'énergie à priori (énergie interne) qui permet de limiter les déformations du modèle statistiquement déformable, $E_v(s, I_{PA0}, I_{LAT})$ est l'énergie de vraisemblance (énergie externe) qui mesure la qualité du recalage entre le modèle déformable et les informations costales extraites des radiographies PA-0° et LAT et α est un coefficient de pondération proposé par Jain et coll. (1996) déterminant la rigidité du modèle déformable et qui sera ajusté manuellement.

L'énergie à priori $E_p(s)$ se déduit directement de l'ACP qui a permis la construction des modèles statistiquement déformables de côtes. En effet d'après cette analyse, les coefficients d'amplitude des déformations b_i suivent une distribution normale de variance λ_i autour de la moyenne ($b_i = 0$). La loi de probabilité du modèle de côte s et l'énergie correspondante s'écrit alors (Cootes et coll., 1992) :

$$E_p(s) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^T \frac{b_i^2}{\lambda_i} \quad (\text{eq. 2.9})$$

Ce terme est d'autant plus élevé que les amplitudes des déformations b_i sont grandes en valeur absolue : les déformations importantes du modèle déformables sont moins probables (distribution gaussienne) et sont donc pénalisées (énergie plus élevée).

L'énergie de vraisemblance $E_v(s, I_{PA0}, I_{LAT})$ correspond à une mesure de la qualité du recalage du modèle avec les données radiographiques (contours dans la vue PA-0°, lignes médianes numérisées dans la vue LAT). Contrairement à l'énergie à priori, sa formulation ne découle d'aucune base théorique. Étant donné que l'information extraite en PA et en LAT est de nature différente (contours en PA, lignes médianes en LAT), deux termes peuvent être distingués:

- La silhouette PA du modèle déformable de côte est rétroprojetée dans la carte des contours PA. Pour chaque point ainsi projeté (x, y) , le potentiel suivant, proposé à l'origine par Jain et coll. (1996) est mesuré :

$$\Psi_{PA0}(x, y) = \exp\left(-\frac{\sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2}}{\tau}\right) |\cos(\gamma(x, y))| \quad (\text{eq. 2.10})$$

où ξ_x et ξ_y sont les distances du point de la silhouette rétroprojetée (x, y) au pixel de contour le plus proche, γ est l'angle entre la tangente au contour de silhouette rétroprojeté et la tangente au contour auquel appartient le pixel le plus proche, et τ un paramètre contrôlant la forme de l'exponentielle. L'expression comporte donc un

terme de distance et un terme d'orientation. Le terme de distance permet de lisser la carte binaire des contours et donc la fonction d'énergie finale au niveau des minima locaux : le potentiel croît exponentiellement lorsqu'on se rapproche d'un contour extrait (Fig. 2.5). Le potentiel est aussi d'autant plus grand que les tangentes au point considéré et au point de contour le plus proche ont la même orientation. Les orientations des tangentes sont calculées par rapport à l'horizontale. Pour les contours extraits des radiographies, cet angle se calcule comme expliqué au paragraphe 2.3.1.3. Pour la silhouette rétroprojetée du modèle déformable, la tangente est considérée comme étant simplement la droite formée par le point considéré et son suivant ;

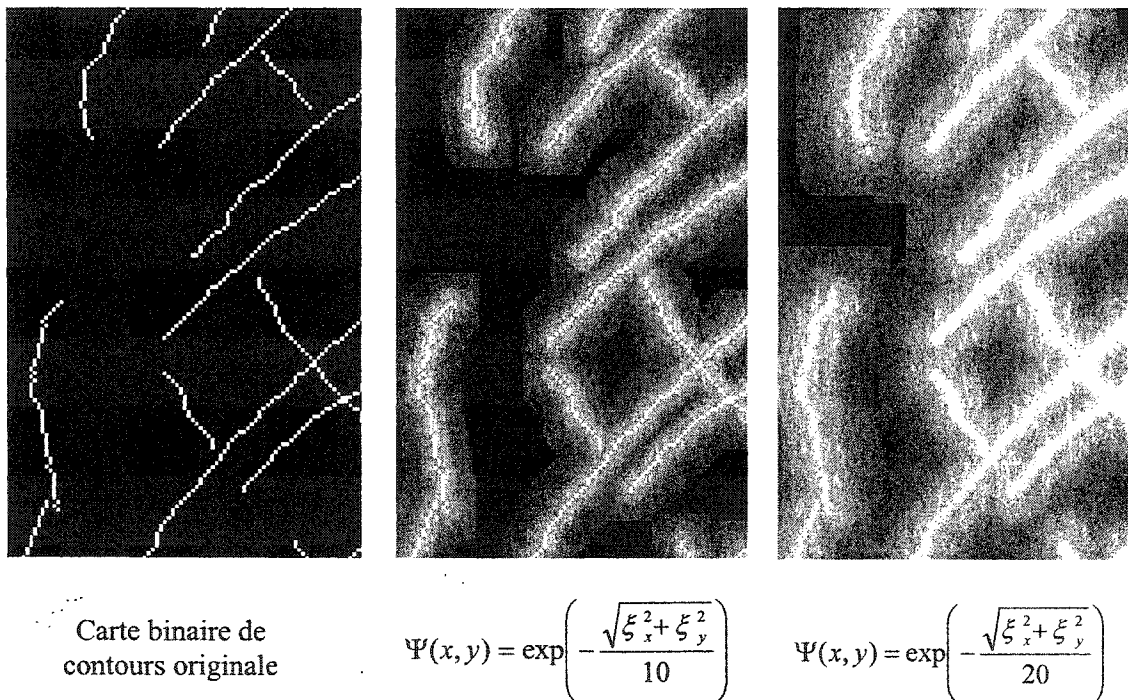


Figure 2.5 - Illustration de l'effet du terme de distance sur une portion de carte de contour pour différentes valeurs de τ

- En LAT, la ligne médiane du modèle déformable 3D est rétroprojetée dans la vue latérale et son adéquation avec la ligne médiane numérisée manuellement est

mesurée. La fonction potentiel employée est similaire à celle définie pour la vue PA. Cependant, ici, les deux courbes (ligne médiane rétroprojetée et ligne médiane numérisée) peuvent être orientées toutes deux depuis la tête costale vers l'extrémité antérieure. Ainsi, pour un angle de 180° , les directions des tangentes sont opposées et le potentiel doit être nul. La définition du potentiel de Jain est donc modifiée pour qu'un angle obtus entre les directions des tangentes génère un potentiel nul :

$$\Psi_{LAT}(x, y) = \exp\left(-\frac{\sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2}}{\tau}\right) \max(0, \cos(\gamma(x, y))) \quad (\text{eq. 2.11})$$

L'énergie de vraisemblance se calcule alors en faisant la somme des potentiels moyens des points dans chaque vue :

$$E_v(s, I_{PA0}, I_{LAT}) = -\frac{1}{N_{PA0}} \sum_{PA0} \Psi_{PA0}(x, y) - \frac{1}{N_{LAT}} \sum_{LAT} \Psi_{LAT}(x, y) \quad (\text{eq. 2.12})$$

Plus l'énergie de vraisemblance est faible, plus le modèle se recalcule bien aux contours extraits en PA-0° et à la portion de ligne médiane numérisée en LAT. Notons aussi que les radiographies sont supposées contenir la totalité de la cage à reconstruire et que lorsqu'un point du modèle déformé rétroprojeté est à l'extérieur d'au moins une des radiographies, E_v est déclarée nulle sans autres considérations. De même pour un modèle surfacique déformé qui intersecte une côte déjà reconstruite.

Pour un patient donné, l'énergie totale E , calculée en faisant la somme pondérée de l'énergie à priori et de l'énergie de vraisemblance, est d'autant plus faible que la côte déformée s est probable et s'ajuste aux données des radiographies. La géométrie de s étant contrôlée par une série de $T+5$ paramètres Θ (eq. 2.6), il s'agit à présent de déterminer Θ minimisant E .

2.4.2 Optimisation de E à l'aide d'un algorithme génétique

La fonction d'énergie définie au paragraphe précédent dépend d'une série Θ de $T+5$ paramètres. E est donc une fonction d'un intervalle de $\mathbb{R}^{T+5}$ dans $\mathbb{R}$. Le problème de reconstruction de côte se réduit à présent à la minimisation de E . Par la suite, E est redéfini comme son opposé $E = -E$ et le problème à résoudre équivalent qu'il s'agit de résoudre est celui de la maximisation de E . Les valeurs des variables correspondantes définissent alors le modèle 3D s'ajustant le mieux avec les données radiographiques. L'énoncé du problème s'écrit comme suit :

$$\arg \max_{\Theta} E(\Theta) \quad \text{où} \quad \Theta = (b_{i=1}^T, Rx, Ry, Rz, k, e)$$

avec les conditions

$$\left\{ \begin{array}{l} -3\sqrt{\lambda_i} \leq b_i \leq 3\sqrt{\lambda_i}, \quad \forall i \in \{1, \dots, T\} \\ Ri_{\min} \leq Ri \leq Ri_{\max}, \quad \forall i \in \{x, y, z\} \\ k_{\min} \leq k \leq k_{\max} \\ e_{\min} \leq e \leq e_{\max} \end{array} \right.$$

2.4.2.1 Initialisation

La première étape consiste à initialiser la position, l'orientation et l'échelle de la côte moyenne. Dans le présent travail, un schéma hiérarchique de reconstruction de la cage thoracique est adopté.

Les côtes C10 gauches et droites sont reconstruites en premier. Les côtes initiales sont simplement obtenues en déplaçant en translation le modèle moyen filaire de manière à amener la tête costale au niveau de la facette articulaire costo-vertébrale dont la position

est supposée connue. Les paramètres initiaux d'orientation (R_x , R_y , R_z) et d'échelle (k) sont donc égaux à ceux caractérisant la côte moyenne de la base d'apprentissage. Mentionnons que comme les côtes de la base de données (et donc les côtes moyennes) sont exprimées dans un repère donné (Stokes, 1994) l'orientation de la côte moyenne reste relativement proche de celle recherchée. De manière à fixer les intervalles de variation autour de ces valeurs initiales, la variabilité d'échelle et d'orientation au sein de la base A sera étudiée à partir des facteurs d'échelle et des rotations appliqués aux côtes de A pour les aligner sur la côte moyenne lors de la phase d'alignement (paragraphe 2.2.2). L'épaisseur moyenne étant inconnue, un intervalle de variation particulièrement large sera imposé pour ces côtes. Remarquons qu'il serait aussi possible d'obtenir un estimé initial de cette épaisseur par analyse directe dans les radiographies.

En considérant que l'orientation, le facteur d'échelle à appliquer à la côte moyenne ainsi que l'épaisseur de la côte varient peu d'un niveau thoracique au niveau suivant, les reconstructions de C10 gauche et C10 droite permettent ensuite d'initialiser les côtes du niveau 9. Les lignes médianes moyennes du niveau 9 sont alignées en rotation sur les reconstructions du niveau 10 grâce à l'algorithme d'alignement déjà décrit (voir 2.2.2 et annexe II). Puis, les facteurs d'échelle trouvés lors de la reconstruction des côtes correspondantes du niveau 10 leur sont appliqués. Finalement, comme l'initialisation ainsi obtenue est plus précise que pour les côtes C10, les intervalles de variation autour des valeurs initiales ($[R_{i_{min}}, R_{i_{max}}]$, $[k_{min}, k_{max}]$, $[e_{min}, e_{max}]$) peuvent être réduits. Ce processus d'initialisation est ensuite itéré pour chacun des niveaux à reconstruire.

La procédure d'initialisation proposée permet de restreindre l'espace de recherche en limitant les variations des paramètres de rotation, d'échelle et d'épaisseur dans des intervalles raisonnables centrés sur les valeurs initiales. Le résultat est un algorithme de recherche de la solution optimale plus efficace auquel l'évaluation (coûteuse en temps de calcul) de solutions manifestement erronées est épargnée.

2.4.2.2 Description de l'algorithme d'optimisation

Lorsqu'une fonction possède un certain type de régularité, de nombreuses méthodes d'optimisation existent (descente de gradient, simplex de Nelder-Mead, ...), mais sont basées la plupart du temps sur des calculs de gradient. Elles ne sont donc efficaces que lorsque le gradient peut être défini et calculé en tout point de l'espace des solutions et que la fonction ne possède pas trop de maxima locaux, ou bien que la valeur de la fonction en ces maxima est significativement plus faible que la valeur au maximum absolu. Or la fonction d'énergie E définie ici est une fonction possédant plusieurs maxima locaux, irrégulière (quoique relativement lisse au niveau des maxima locaux c'est-à-dire proche des contours extraits grâce à l'expression du potentiel utilisé), probablement discontinue et dont la forme analytique et celle de son gradient) est inconnue. Il est alors nécessaire d'employer des méthodes d'optimisation globale s'appuyant sur un schéma stochastique. Un algorithme génétique s'inspirant de l'algorithme génétique simple de Goldberg (1989) est implanté ici. L'intérêt des algorithmes génétiques pour optimiser une fonction telle que E vient du fait qu'ils peuvent effectuer une recherche stochastique dans un espace très large et qu'ils ne nécessitent aucune information (forme analytique, estimation du gradient) ou n'imposent aucune contrainte (continuité, régularité) sur la fonction à optimiser.

Les algorithmes génétiques sont directement inspirés du concept de sélection naturelle, énoncé par Charles Darwin, et de la génétique moderne. La sélection naturelle est fondée sur la lutte pour la vie dans un environnement aux ressources limitées : les individus les plus adaptés à leur environnement tendent à survivre plus longtemps et à se reproduire plus aisément. Par analogie, une population est définie dans ce projet comme un ensemble d'individus c'est-à-dire de vecteurs Θ de paramètres caractérisant les géométries possibles de la côte et qui constituent autant de solutions potentielles du problème d'optimisation. Chaque individu, composé de $T+5$ valeurs prises par les variables de E dans leurs intervalles de variation respectifs (phénotype), est codé sous la

forme d'un chromosome c'est-à-dire d'un ensemble de gènes. Chaque gène peut prendre une ou plusieurs valeurs ou allèles. Le principe général (Fig. 2.6) consiste à construire une population initiale de N_{pop} individus et à simuler son évolution sur N_{gen} générations à l'aide d'opérateurs génétiques (sélection, reproduction, mutation).

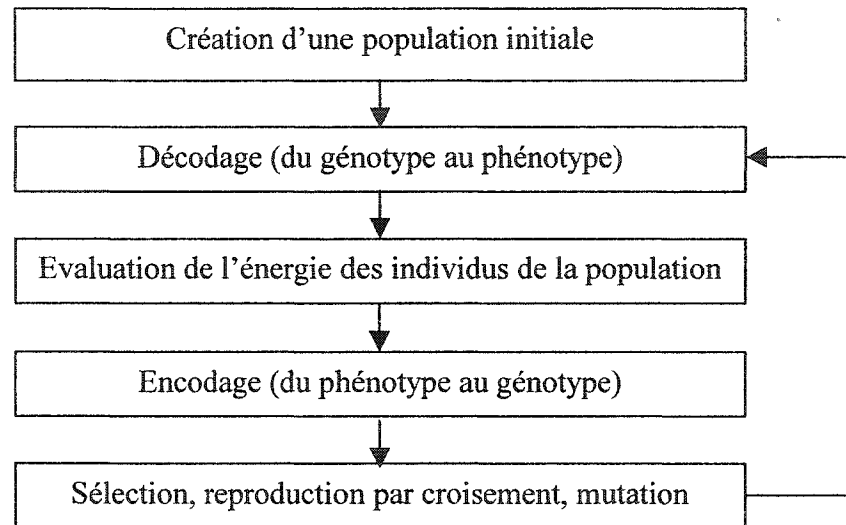


Figure 2.6 - Schéma général d'un algorithme génétique

La population initiale de taille N_{pop} est ici construite de manière aléatoire selon une loi uniforme sur les intervalles de variation des variables car aucune information ne permet à priori de guider l'optimisation vers une zone particulière de l'espace des solutions. Holland (1975) a montré que des chromosomes longs avec peu d'allèles par gène étaient préférables à des chromosomes courts avec plusieurs allèles par gène. Un codage binaire, optimal au sens de Holland puisque chaque gène a deux allèles (0 ou 1) est choisi. Les $T+5$ valeurs composant chaque individu sont transformées sous forme binaire et ramenées sous forme réelle grâce aux formules d'encodage et de décodage suivantes :

$$y_i = \frac{x_i - x_{i\min}}{x_{i\max} - x_{i\min}} \cdot (2^{n_i} - 1) \quad x_i = x_{i\min} + (x_{i\max} - x_{i\min}) \cdot \frac{y_i}{2^{n_i} - 1} \quad (\text{eq. 2.13})$$

Le processus de sélection consiste à choisir dans la population courante une paire d'individus parents qui se reproduiront pour former deux nouveaux individus enfants. Dans le cas présent, afin de favoriser les individus les mieux adaptés et de converger rapidement vers des solutions acceptables, la probabilité P_s de choisir un individu i de la population courante pour la reproduction est choisie proportionnelle à son énergie :

$$Ps(i) = \frac{E_i}{\sum_{i=1}^{N_{pop}} E_i} \quad (\text{eq. 2.14})$$

L'opérateur de croisement permet la reproduction des individus de la population et la génération des individus de la génération suivante. Plusieurs types d'opérateurs de croisement peuvent être employés : croisement en un point, en deux points, croisement uniforme, etc. Le croisement en un point (Fig. 2.7), qui favorise le processus héréditaire par rapport à la diversification, est choisi et effectué avec une probabilité fixe P_c .

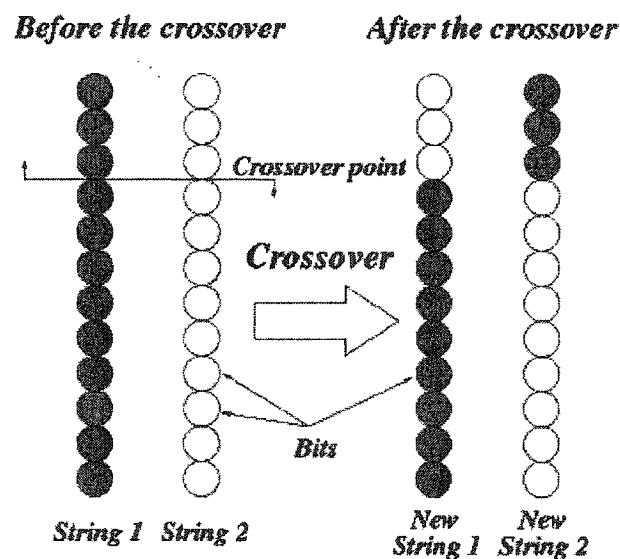


Figure 2.7 - Fonctionnement d'un opérateur de croisement en un point
(Mignotte et coll., 2000)

Un opérateur de mutation est appliqué aux individus de la nouvelle génération avec une probabilité fixe P_m . Il permet de conserver la diversité génétique de la population et de permettre une exploration globale de l'espace des solutions. La mutation binaire consiste simplement en une inversion du bit muté (0 devient 1 ou inversement).

Finalement, un schéma élitiste est employé, grâce auquel le vecteur de paramètres définissant le modèle déformé de côte le plus adapté de la population à chaque génération est assuré de faire partie de la population de la génération suivante. Un individu choisi aléatoirement dans la génération k est remplacé par le meilleur individu de la génération $k-1$, ce qui garantit que la meilleure solution est toujours conservée de génération en génération.

Le réglage du nombre de bits employé pour coder chaque variable est crucial dans l'implémentation d'un algorithme génétique : en effet, l'espace de recherche doit être discrétisé en intervalles suffisamment fins (nombre de bits élevé) pour que la résolution soit acceptable mais pas trop fins de manière que le nombre de valeurs possibles pour chaque variable et donc le nombre de combinaisons possibles ne soit pas trop grand et que l'algorithme génétique puisse effectivement converger vers une solution acceptable en un minimum de générations. Dans ce projet, le nombre de bits codant chaque variable est fixé de manière obtenir une résolution 2D de l'espace discrétisé de l'ordre du pixel ou moins soit 0.4 mm pour les radiographies thoraciques numériques dont nous disposons. Ceci garantit qu'un recalage costal au pixel près soit théoriquement atteignable lorsque la déformation de la côte du patient étudié est une déformation admissible, reproductible par le modèle statistiquement déformable. En pratique cependant, étant donné la taille de l'espace de recherche, l'irrégularité de la fonction et contraintes de temps calcul, ce maximum global reste difficilement atteignable.

2.5 Protocole de validation

Le protocole de validation de la méthode présentée est décrit ci-dessous. La validation idéale consisterait à reconstruire des cages thoraciques ayant été préalablement reconstruites par une méthode tomographique : la reconstruction tomographique servirait alors d'étalon et la précision absolue *in vivo* de la méthode pourrait être obtenue. En pratique, nous ne disposons pas de telles reconstructions étalon à cause de l'irradiation trop forte que subirait le patient au cours de l'acquisition tomographique.

Face à l'impossibilité d'une validation *in vivo*, une validation *in-vitro* a été réalisée sur des fantômes virtuels obtenus en simulant la prise de radiographies de modèles surfaciques issus de la base de données de l'Hôpital Sainte-Justine. Cette base de validation est choisie de manière à ne pas inclure de reconstruction faisant partie de la base d'apprentissage et ayant donc servi à la construction du modèle statistiquement déformable. Vingt reconstructions filaires sont donc choisies aléatoirement dans la base de données de reconstructions de l'Hôpital Sainte-Justine. Un paramètre d'épaisseur e est généré aléatoirement pour chaque cage thoracique dans un intervalle approprié (4 à 10 mm) et les modèles surfaciques de référence sont construits à partir des modèles filaires.

Les radiographies PA-0° et LAT de chacun de ces modèles sont alors simulées. Utilisant les algorithmes déjà mis en place, la silhouette 3D des modèles de référence est extraite et projetée dans les radiographies à l'aide des données de calibrage DLT associées. Ces contours délimitent des régions fermées et permettent aisément de construire une image binaire dans laquelle les pixels à l'intérieur des régions costales ont pour valeur un (ou deux pour les zones où deux côtes se superposent) et les autres zéro. L'image ainsi générée est directement proportionnelle à l'image d'épaisseur d'os traversé (en cm) par le faisceau X.

La formation de l'image finale à partir de l'image d'épaisseur traversée est modélisée par la loi suivante :

$$I = I_0 \exp(-\mu L) \quad (\text{eq. 2.15})$$

où L est l'image d'épaisseur, I_0 l'intensité d'un pixel en l'absence de structure et μ le coefficient d'absorption linéaire caractéristique des côtes. De manière à reproduire une image synthétique aux caractéristiques relativement proches des images réelles, le coefficient d'absorption est estimé en inversant simplement la formule précédente et en utilisant des valeurs mesurées directement dans quelques radiographies numériques. I_0 est mesuré dans les espaces intercostaux en plusieurs endroits, I directement sur les côtes là où elles apparaissent nettement, et les valeurs obtenues sont moyennées. Le bruit de Poisson caractéristique de l'acquisition radiographique est ensuite généré directement à partir de l'image ainsi produite.

L'influence du rapport signal sur bruit sur la qualité de la reconstruction obtenue est étudiée. Pour chaque patient de la base de validation, 2 paires d'images aux rapports signal sur bruit différents sont produites en variant un facteur multiplicatif appliqué à l'image d'épaisseur d'os traversé :

- une image générée IS_1 de manière à reproduire le rapport signal / bruit mesuré dans les radiographies numériques classiques. L'effet des tissus mous n'étant pas modélisé dans ce protocole de simulation, les contours extraits sont alors nets et continus ;
- une image très bruitée IS_2 pour laquelle les contours extraits sont de qualité comparable à ceux extraits de radiographies numériques réelles.

Les reconstructions sont comparées aux cages thoraciques de référence de manière à évaluer les erreurs de reconstruction en calculant les distances moyennes et maximales point à surface.

CHAPITRE 3 - RÉSULTATS

Ce chapitre présente les résultats intermédiaires obtenus au cours du développement de la méthode ainsi que les résultats de la validation de l'algorithme sur radiographies simulées.

3.1 Résultats liés au développement de la méthode

Dans la méthode proposée, chaque côte est modélisée et reconstruite séparément (à l'exception de l'initialisation des intervalles de variation des paramètres). Comme il n'est pas envisageable d'inclure ci-après vingt séries de résultats par ailleurs très similaires, seuls ceux obtenus pour la côte C6 droite seront présentés. Ces résultats permettront d'illustrer le fonctionnement de l'algorithme, de justifier les choix méthodologiques effectués et seront généralisables à l'ensemble des autres côtes. Une synthèse des résultats obtenus sur les autres côtes est toutefois présentée en annexe (Annexe V).

3.1.1 Les modèles statistiquement déformables de côtes

Dans l'approche proposée, l'exploitation des connaissances géométriques à priori se fait au travers de la construction d'un modèle statistiquement déformable de la ligne médiane de chacune des côtes à partir de d'une base d'apprentissage de 538 reconstructions filaires.

Avant d'être soumises à l'analyse statistique proprement dite, ces côtes doivent être alignées. À chaque côte de la base est associée sa distance point à point moyenne à la côte moyenne. Ce critère permet de mesurer la qualité du recalage rigide des côtes de la base avec la côte moyenne. Le graphique de la figure 3.1 présente l'évolution de la moyenne, du minimum et du maximum de ce critère sur l'ensemble des côtes de la base à chaque itération du processus d'alignement.

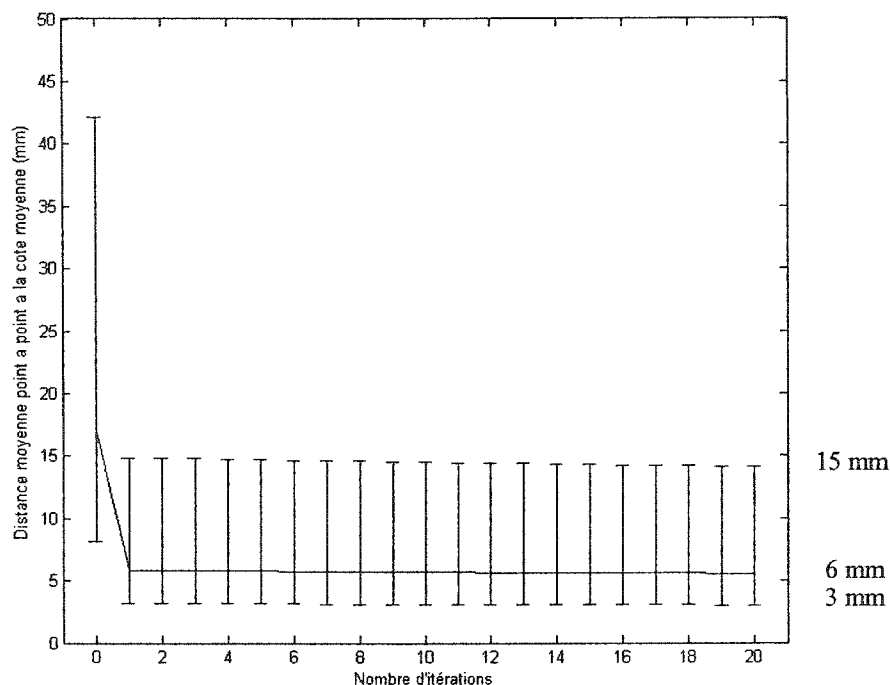


Figure 3.1 - Illustration de la convergence de la procédure d'alignement de la base d'apprentissage de la côte 6 droite : moyenne, minimum et maximum de la distance point à point moyenne à la côte moyenne en fonction du nombre d'itérations

Comme anticipé, la procédure d'alignement itérative utilisée converge très rapidement. En effet, toutes les côtes de notre base de données sont, dès le départ, exprimées dans le repère classique de reconstruction 3D et donc déjà approximativement orientées de la même façon : la moyenne sur les 538 côtes de la distance moyenne point à point avec la côte moyenne avant alignement (itération 0) n'est que de 1.6 cm environ. L'alignement permet de réduire cette moyenne des distances moyenne à environ 6 mm au bout d'une seule itération. Au vu de ces résultats, qui prévalent pour l'ensemble des autres côtes, 2 itérations de l'algorithme sont effectuées pour chacune des 20 bases d'apprentissage *A*. Les valeurs minimales et maximales de la distance point à point moyenne sur les 538 côtes se stabilisent respectivement autour de 0.3 mm et 14 mm. Ces écarts démontrent

que dans la base d'apprentissage, certaines côtes ne peuvent être recalées davantage sur la côte moyenne à l'aide de rotations et mises à échelle et qu'il existe donc bien des différences de formes marquées entre les lignes médianes de ces côtes et la ligne médiane moyenne. La côte moyenne ne peut donc pas à elle seule représenter l'ensemble des géométries déformées contenues dans la base. Le calcul et l'analyse statistique de la matrice de covariance associée à la base d'apprentissage permettent ensuite justement d'extraire les principales variations géométriques par rapport à la côte moyenne observées parmi les 538 exemples de lignes médianes de côtes.

La diagonalisation de la matrice de covariance (ou Analyse en Composantes Principales) permet d'extraire les vecteurs propres (vecteurs de déformation) et les valeurs propres (proportions de la variance totale expliquée par chaque vecteur propre). Pour l'ensemble des côtes, les 3 premiers vecteurs propres constituent les principaux vecteurs de déformation et suffisent à représenter plus de 80 % de la variabilité totale et même plus de 90 % pour certaines côtes (voir Tab. 3.1 pour la côte 6 droite et l'annexe V pour un tableau synthétique et une explication des principales différences observées entre les modèles de côtes). $T = 3$ modes de déformation sont donc jugés suffisants pour une modélisation réaliste des variations géométriques de chaque côte.

Tableau 3.1 - Pourcentages de la variance totale expliquée par les 3 premiers modes de déformation et pourcentages cumulés pour la côte C6 droite

Pourcentages de la variance totale	Vecteur Φ_1	Vecteur Φ_2	Vecteur Φ_3
λ_i / λ	67,28 %	19,64 %	4,38 %
λ_i / λ cumulés	67,28 %	86,93 %	91,31 %

En effet, choisir un nombre plus grand de modes de déformation aurait un double effet négatif :

- L'incorporation dans le modèle d'une proportion croissante de bruit dû aux erreurs de reconstruction DLT et à la non-correspondance exacte entre les points des reconstructions filaires. Ce bruit, qui intervient à une échelle plus petite que les variations de géométries intéressantes, est naturellement relégué par l'ACP dans les derniers vecteurs propres (aux valeurs propres associées petites c'est-à-dire expliquant une faible proportion de la variance totale observée) ;
- L'augmentation du nombre de modes de déformation conservés et donc de la flexibilité du modèle déformable rendrait plus difficile la recherche de la déformation optimale et ralentirait considérablement l'ensemble de l'algorithme de reconstruction.

L'intérêt de l'ACP est évident. En fixant $T = 3$, elle permet une réduction de dimension d'un facteur 30. En effet, la géométrie des lignes médianes des côtes, initialement décrite par 30 points 3D soit 90 coordonnées, est à présent caractérisée par la ligne médiane moyenne et seulement 3 paramètres b_i contrôlant l'amplitude des déformations appliquées à cette ligne médiane moyenne selon chacun des principaux vecteurs de déformation extraits. Dans le cas présenté ci-dessus, moins de 10 % de l'information initiale est négligée et cette part de la variance totale qui n'est pas incluse dans le modèle est essentiellement attribuable au bruit contenu dans la base d'apprentissage et à des déformations mineures. Remarquons qu'une telle réduction de dimension prouve indirectement qu'il existe une part d'information géométrique commune à l'ensemble des côtes scoliotiques de chaque base d'apprentissage et justifie le bien fondé de l'exploitation de cette information à priori.

L'hypothèse de distribution gaussienne de la base d'apprentissage autour de la ligne médiane costale moyenne permet ensuite de fixer des limites statistiquement admissibles

aux amplitudes des déformations selon chacun des 3 modes extraits. Cette hypothèse est vérifiable par projection des côtes de la base d'apprentissage sur les 3 principaux axes de déformation. Sur la figure 3.2, chaque côte de la base d'apprentissage est représentée comme un point dans l'espace des vecteurs de déformation. La géométrie moyenne (déformation nulle) a, dans cet espace, des coordonnées nulles (soit $b_1 = b_2 = b_3 = 0$, voir aussi eq. 2.4) et on représente les limites à -3 et $+3$ écarts-types selon chaque axe.

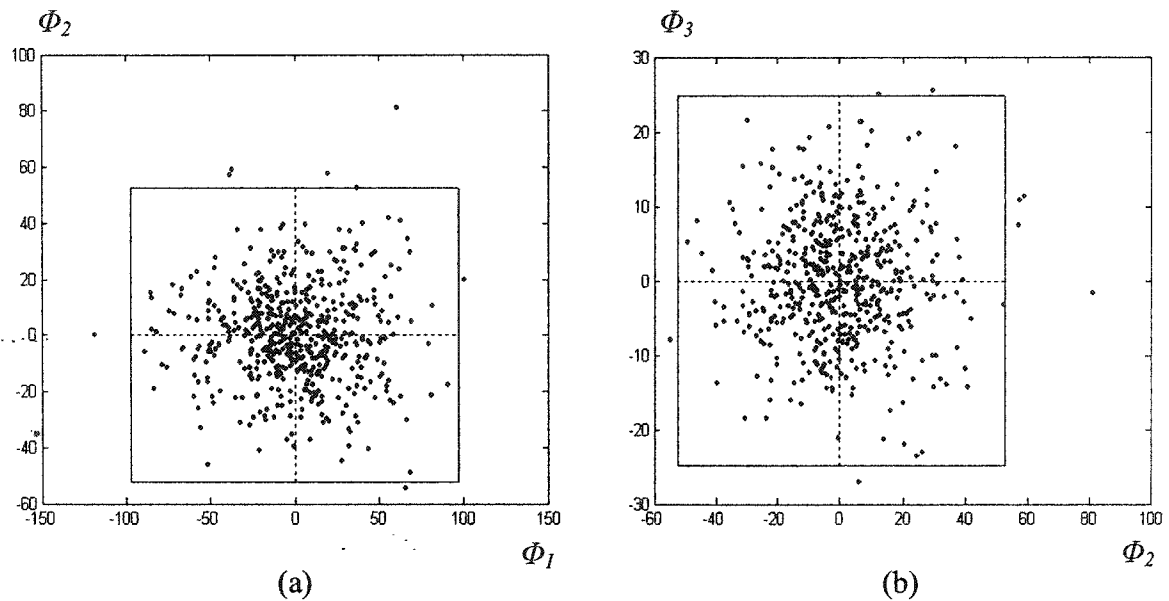


Figure 3.2 - Projection de la base d'apprentissage A de la côte 6 droite sur les principaux axes de déformation déduits de l'analyse en composantes principales et représentation des limites à 3 écarts-types : (a) projection sur ϕ_1 (abscisse) et ϕ_2 (ordonnée), et (b) projection sur ϕ_2 (abscisse) et ϕ_3 (ordonnée)

La distribution est manifestement gaussienne et la grande majorité des côtes de la base d'apprentissage A se situe à moins de 3 écarts-types de la ligne médiane costale moyenne selon les 3 principaux vecteurs de déformation retenus. En imposant aux paramètres b_i de varier dans ces limites, les déformations des modèles de côtes sont bien contraintes à rester dans des limites statistiquement admissibles.

Les limites de variation des paramètres b_i contrôlant les déformations des modèles de lignes médianes de côtes ayant été fixées (paragraphe 2.2.3) grâce à l'hypothèse de distribution gaussienne (validée précédemment), l'analyse géométrique des différentes déformations selon chacun des 3 vecteurs conservés est possible. Les variations de géométrie admissibles sont illustrées ci-dessous toujours dans le cas du modèle de ligne médiane déformable 6 droite. L'amplitude des déformations est variée selon un échantillonnage gaussien autour de la côte moyenne (Fig. 3.3).

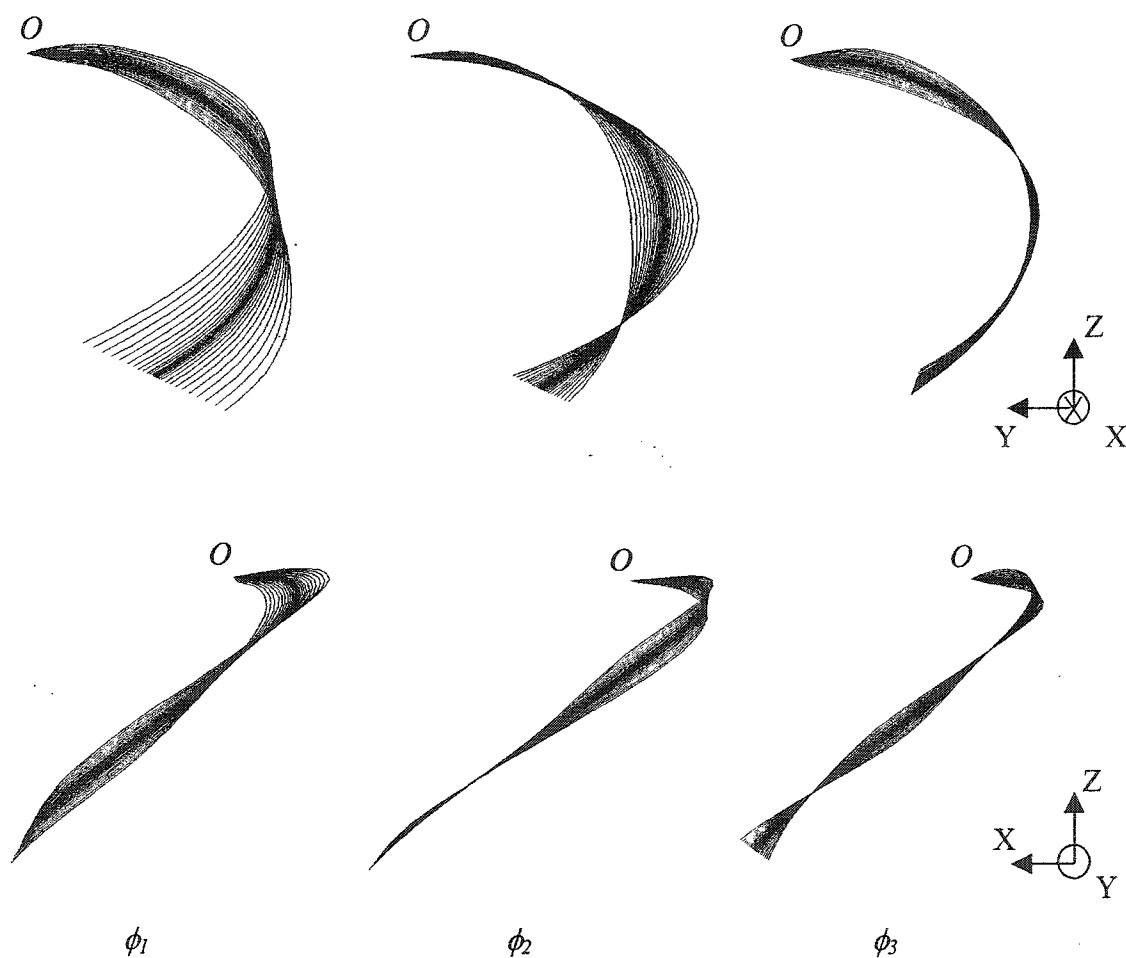


Figure 3.3 - Les 3 principaux types de déformation de la côte C6 droite en PA-0° et LAT dans les intervalles $[-3\sqrt{\lambda_i}, 3\sqrt{\lambda_i}]$ et selon un échantillonnage gaussien

Dans cette figure, la géométrie moyenne est représentée en noir ($b_1 = b_2 = b_3 = 0$) : il s'agit de la géométrie la plus probable puisque l'on a vérifié la validité de l'hypothèse de distribution gaussienne. Les géométries déformées ressortent dans des tons plus clairs et sont d'autant moins probables qu'elles s'éloignent de la côte moyenne. Les déformations typiques des lignes médianes de côtes mises en évidence par l'analyse statistique sont conformes à nos attentes. La tête costale restant fixe en tout temps (sa position 3D étant connue à priori par d'autres moyens), chacune des déformations typiques intervient sur une portion particulière de la côte. Ainsi, la plus grande variabilité géométrique dans notre base de données, et ce pour chacune des 20 côtes, se retrouve dans la position selon z de l'extrémité antérieure de la côte et la profondeur en x du point le plus postérieur par rapport à la tête costale (vecteur de déformation ϕ_1). Les déformations selon ϕ_2 , d'amplitudes moins importantes, affectent surtout la position selon y du point le plus latéral de la côte et modifient essentiellement l'allure de la côte dans la vue PA-0°. Enfin, les déformations selon le troisième vecteur propre ϕ_3 interviennent sur toutes les autres portions de la courbe costale avec une amplitude nettement plus faible.

La variabilité plus forte de la géométrie des modèles déformables de lignes médianes dans les portions antérieures des côtes est liée ici au choix d'un repère local de côte centré sur la tête costale : en effet toutes les déformations sont exprimées en termes de déplacements des points de la ligne médiane par rapport à la tête costale qui reste fixe et les points antérieurs qui sont les plus éloignés de la tête costale subissent logiquement les déplacements les plus importants. Cependant, il est aussi possible de supposer qu'un alignement imparfait des côtes en rotation soit à l'origine d'une partie non négligeable de cette variabilité et il pourrait donc être avantageux d'explorer d'autres méthodes d'alignement. Par contre, il serait sans doute complexe de les adapter à la présente problématique, la plupart des algorithmes proposés s'appuyant sur un alignement en translation par rapport au centroïde de l'objet alors que les côtes des bases d'apprentissage doivent être alignées par rapport à leurs têtes costales de manière à pouvoir ensuite exploiter la connaissance préalable de leur position 3D.

3.1.2 L'extraction automatique des contours costaux en PA-0°

L'extraction des contours dans la radiographie PA est précédée d'une étape de filtrage du bruit. L'objectif est de minimiser la détection de contours parasites dus au bruit poissonnien affectant la radiographie ou à des structures de petite échelle (vaisseaux pulmonaires, nodules, etc.). Il s'agit donc de lisser l'image tout en conservant l'amplitude des gradients de niveaux de gris à proximité des contours costaux.

L'emploi d'un filtre de Wiener 2D avec une fenêtre de taille 5 x 5 nous permet d'obtenir les résultats souhaités (Fig. 3.4). L'image filtrée apparaît visuellement plus floue que l'image originale. Les micro-structures intercostales sont lissées mais les variations d'intensité au niveau des bords des côtes sont toutefois conservées comme observable sur le profil d'intensité surimposé.

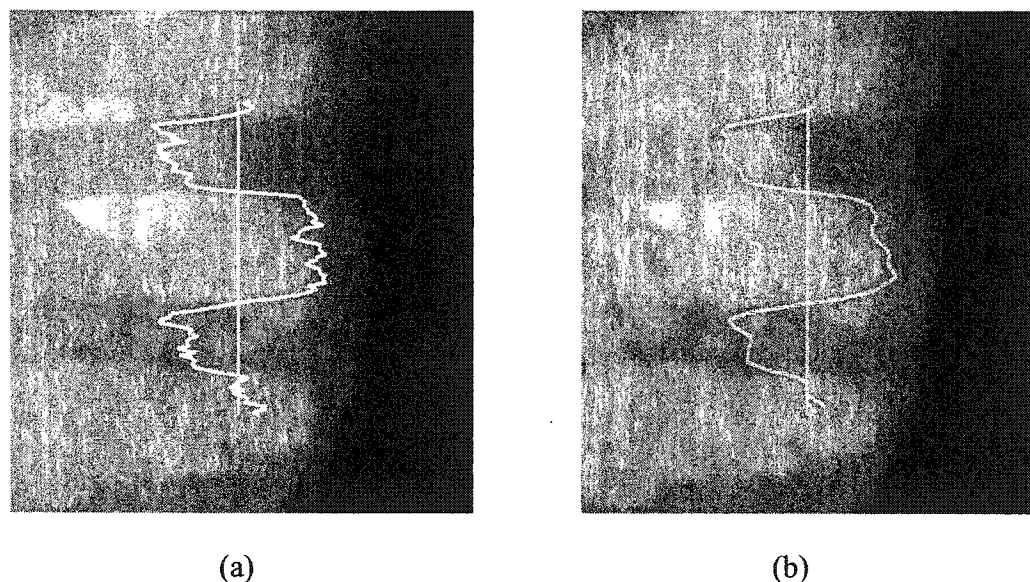


Figure 3.4 - Filtrage de Wiener : (a) image et profil d'intensités originaux et (b) image et profil filtré. Les côtes (gradients forts) ont été préservées par ce filtrage

Malgré le filtrage, la carte binaire des contours extraite grâce à l'algorithme de Canny contient toujours de nombreux contours indésirables (Fig. 3.5 (a)) et une étape de post-traitement s'impose. La phase de post-traitement permet de tirer parti de notre connaissance à priori de la géométrie des côtes et donc de leurs contours 2D pour nettoyer la carte binaire de contours obtenue et regrouper et reconnecter les portions de contours appartenant à un seul et même contour. Les seuils m_d (distance entre les extrémités des deux contours candidats) et m_o (différence d'orientation des tangentes aux extrémités des contours candidats) en dessous desquels une reconnection est envisagée ont été fixés de manière expérimentale à 15 pixels et 20 degrés respectivement.

L'amélioration apportée par l'ajout de cette étape de post-traitement des cartes de contours, visible au (b) de la figure 3.5, est nette, les contours costaux ayant été préservés tandis qu'une majorité de contours parasites a été éliminée. Les figures (c) et (d) présentent une portion de la carte de contours extraite de la zone latérale gauche de la cage thoracique avant et après post-traitement. Elles permettent d'illustrer le fonctionnement de l'algorithme implanté. Le passage aux maxima de courbure et le seuillage en longueur permettent d'éliminer les contours trop courbes pour appartenir à un contour de côte (remarquons notamment la disparition des contours de la bille de calibrage visible dans l'image (c), en haut et dans la moitié gauche) ainsi que les petits contours associés au bruit résiduel et de longueur comparativement faible. Finalement, la reconnection des portions de contours appartenant manifestement à un seul et même contour (au niveau de la bille de calibrage, au croisement des contours costaux au centre de l'image ou encore dans le coin inférieur droit) génère des contours longs et réguliers qui permettront ultérieurement de guider de manière plus efficace les déformations des modèles 3D de côtes.

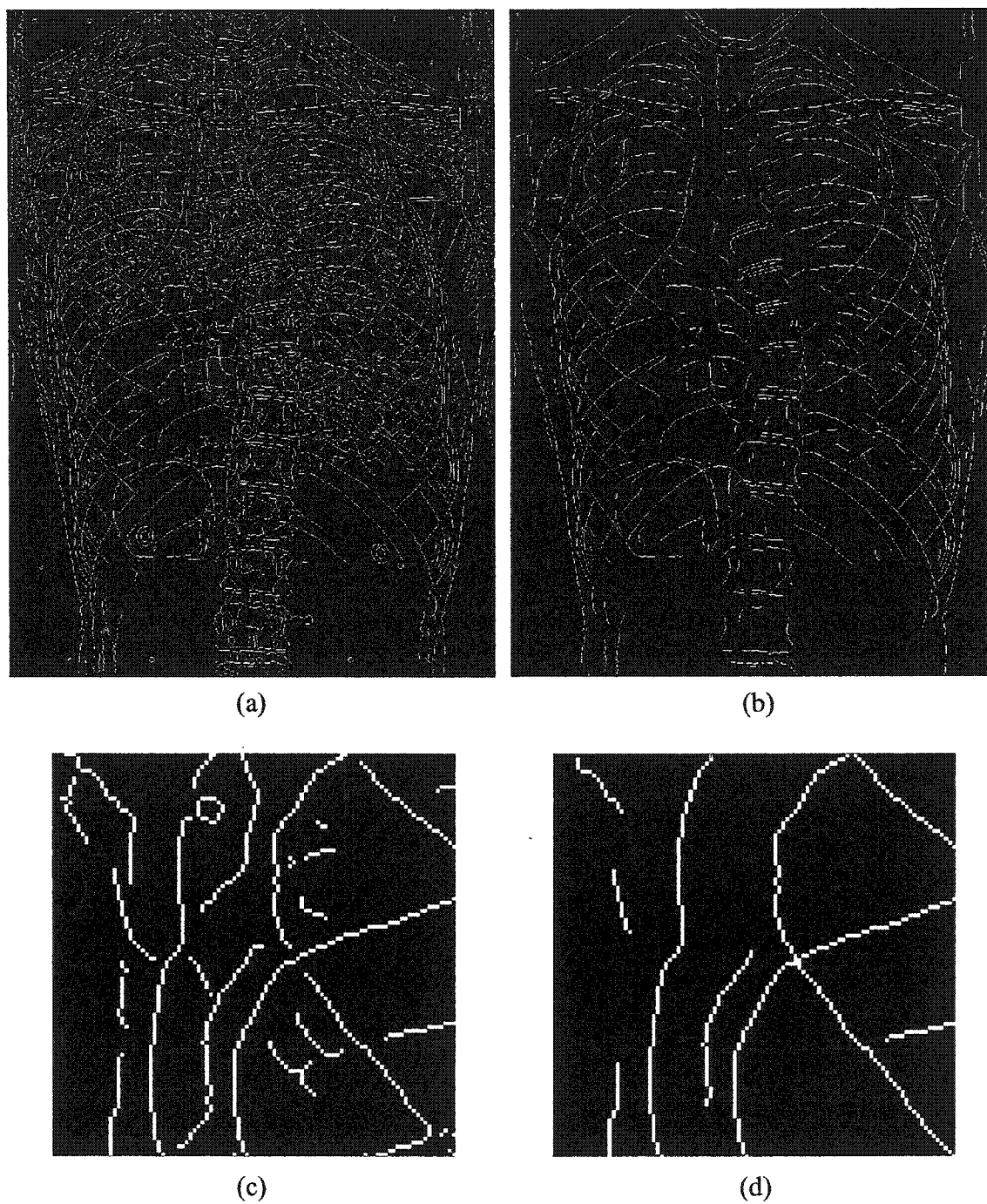


Figure 3.5 - Post-traitements sur une radiographie PA-0° : carte de contours initiale (a) et après traitements (b) et détails sur une portion de la carte de contours (c et d)

3.1.3 L'optimisation

La fonction d'énergie à minimiser est une fonction de $\mathbb{R}^8$ dans $\mathbb{R}$. Les derniers paramètres numériques permettant de définir et calculer la fonction d'énergie sont ajustés manuellement grâce à plusieurs essais de reconstruction de côtes isolées. La valeur retenue pour le paramètre de rigidité du modèle déformable est $\alpha = 0,015$. En effet, l'énergie de vraisemblance varie entre 0 et 1 par construction (voir paragraphe 2.4.1). Or, pour 3 paramètres b_i , l'énergie à priori a pour valeur maximale 13,5. Une valeur faible de α telle que celle choisie permet donc de balancer les deux termes de l'équation d'énergie. Le paramètre contrôlant la décroissance exponentielle autour des contours binaires τ est quant à lui fixé à $\tau = 12$ ce qui permet un lissage important de la fonction d'énergie aux abords de ses minima et maxima locaux.

Il s'agit ensuite de fixer les intervalles de variation des différentes variables de E . Conformément à l'approche proposée, ces intervalles sont choisis expérimentalement pour les côtes C10 gauches et droites, en fonction des facteurs d'échelle et rotations qui ont été nécessaires pour aligner les côtes. Puis, ces intervalles sont réduits pour les côtes suivantes pour lesquelles l'initialisation, qui s'appuie sur la reconstruction des côtes C10, est plus précise. Les valeurs retenues sont présentées dans le tableau 3.2.

Tableau 3.2 - Intervalles de variation des paramètres de rotation, d'échelle et d'épaisseur choisis

Niveau thoracique	Intervalles de variation		
	Rotations [$R_{i_{min}}$; $R_{i_{max}}$] (degrés)	Facteur d'échelle [k_{min} ; k_{max}]	Épaisseur [e_{min} ; e_{max}] (mm)
C10	[-10; 10]	[0,8; 1,2]	[4; 10]
Autres niveaux	[-7; 7]	[0.9; 1.1]	[-1; 1]

Pour les côtes du niveau 10, les intervalles de variation sont centrés sur la côte moyenne. Pour les côtes suivantes, les intervalles présentés au tableau précédent sont centrés sur la côte initialisée qui est à priori beaucoup plus proche de la solution recherchée, son initialisation s'appuyant sur la reconstruction de la côte immédiatement inférieure.

Une fois ces paramètres fixés, il reste à ajuster l'algorithme génétique. Plusieurs de ces paramètres sont fixés à l'aide d'essais successifs. Dans l'ensemble, les valeurs retenues sont en accord avec celles répertoriées dans la littérature comme assurant un comportement satisfaisant de l'algorithme. Ainsi, la taille de la population est ici choisie à $N_{pop} = 100$ individus (Goldberg recommande entre 20 et 200 individus) et on laisse évoluer l'algorithme pendant $N_{gen} = 50$ générations. Les probabilités de croisement et de mutation sont réglées respectivement à $P_c = 0,8$ et $P_m = 0,03$ (Mignotte et coll. emploient des valeurs similaires).

Comme expliqué dans la méthodologie, un soin particulier est porté au réglage du nombre de bits codant chacune des 8 variables composant Θ en binaire. Le pas associé à chaque variable est déterminé expérimentalement de telle sorte qu'il corresponde à un déplacement maximal des points des modèles déformables rétroprojetés en 2D de l'ordre du pixel ou moins soit 0.4 mm. Connaissant l'amplitude de l'intervalle considéré pour la variable (voir tableau 3.2), le nombre de discrétisations et donc de bits nécessaire se déduit aisément (Tab. 3.3).

Tableau 3.3 - Nombre de bits codant chaque variable de la fonction d'énergie

Niveau thoracique	Nombre de bits codant les variables			
	Coefficients de déformation b_1, b_2, b_3	Rotations R_x, R_y, R_z	Facteur d'échelle k	Épaisseur e
C10	9	9	8	4
Autres niveaux	9	8	7	2

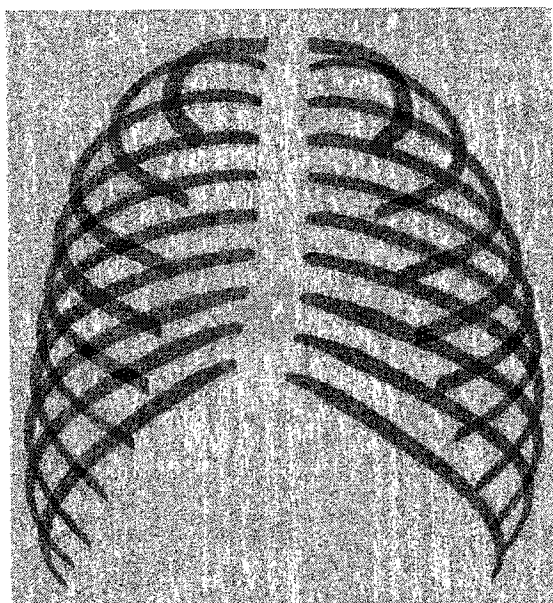
3.1.4 Simulation de radiographies

La validation de l'algorithme proposé repose sur la simulation de radiographies à partir de modèles géométriques 3D connus de cages thoraciques. Tel qu'expliqué dans le chapitre précédent, le coefficient d'absorption des structures costales μ est estimé expérimentalement à partir de la mesure de la différence d'intensité entre les côtes et les espaces inter-costaux dans les radiographies réelles. Le coefficient d'absorption trouvé par cette technique soit $\mu = 0,57 \text{ cm}^{-1}$ permet de reproduire de façon satisfaisante les conditions réelles de génération d'image. L'image d'absorption se déduit alors directement de l'image d'épaisseur de côte traversée L grâce à la relation expérimentale :

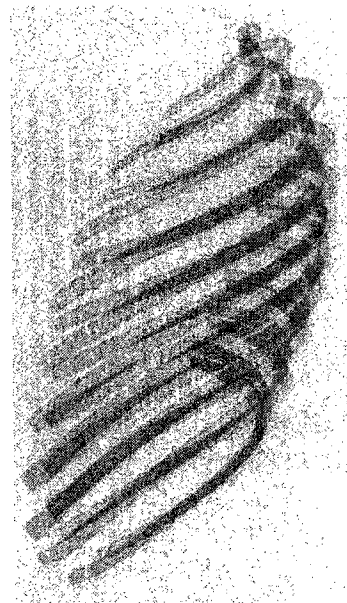
$$I = I_0 \exp(-0,57L) \quad (\text{eq. 3.1})$$

Le bruit de Poisson est ensuite généré directement à partir de l'image obtenue. La figure 3.6 présente un exemple des radiographies simulées IS_1 et IS_2 obtenues. À la figure suivante, une portions de radiographie simulée IS_1 est comparée avec une portion de radiographie typique. Malgré les nombreuses approximations effectuées, la technique proposée permet de reproduire convenablement le rapport signal sur bruit des radiographies numériques conventionnelles (Fig. 3.7). Les cartes binaires de contours extraites à partir des radiographies réelles et simulées IS_1 ne sont par contre pas comparables à cause, notamment, de l'absence de modélisation de l'effet des tissus mous dans nos radiographies. La diminution du rapport signal sur bruit (facteur 3 environ) permet de générer une image IS_2 telle que les cartes de contours extraites soient de qualité comparable à celles extraites de radiographies réelles (Fig. 3.8).

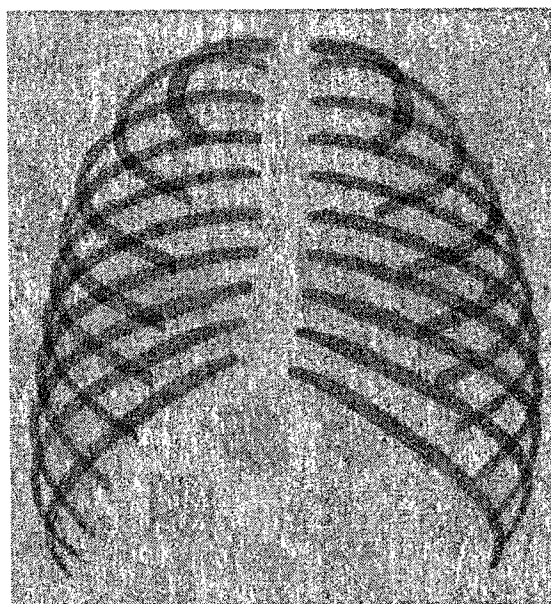
Grâce au protocole de simulation d'images radiographiques développé, l'algorithme peut être validé dans un cas quasi idéal où les tissus mous ont été soustraits de l'image (cas multi-énergie par exemple) et dans un cas simulant les cartes de contours typiquement extraites des radiographies numériques conventionnelles.



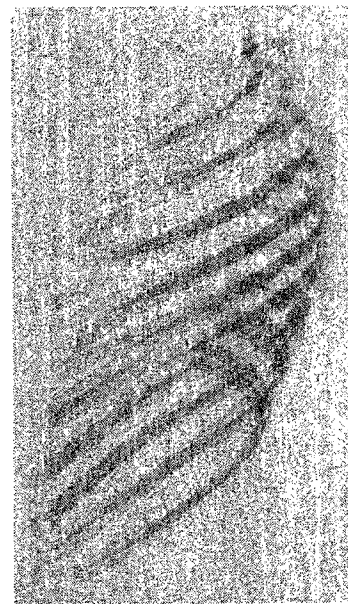
(a)



(b)



(c)



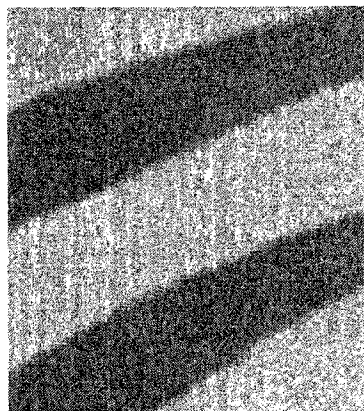
(d)

Figure 3.6 - Exemple d'images de type IS_1 en incidence PA-0° (a) et LAT (b) et d'images IS_2 en PA-0° (c) et LAT (d) obtenues par simulation



(a)

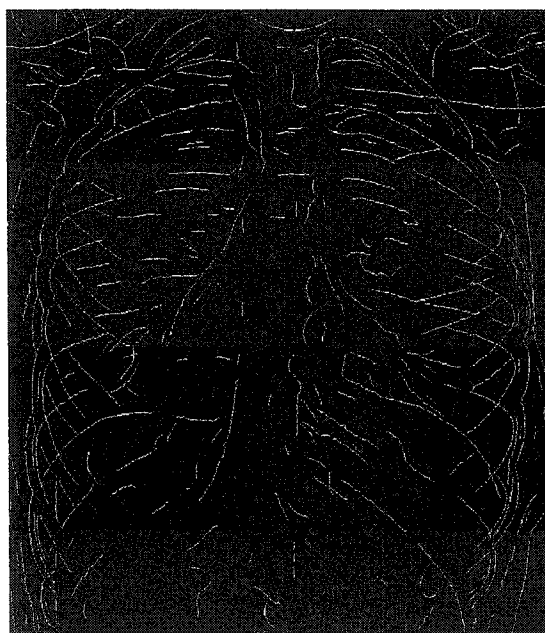
S/B = 39,2 dB



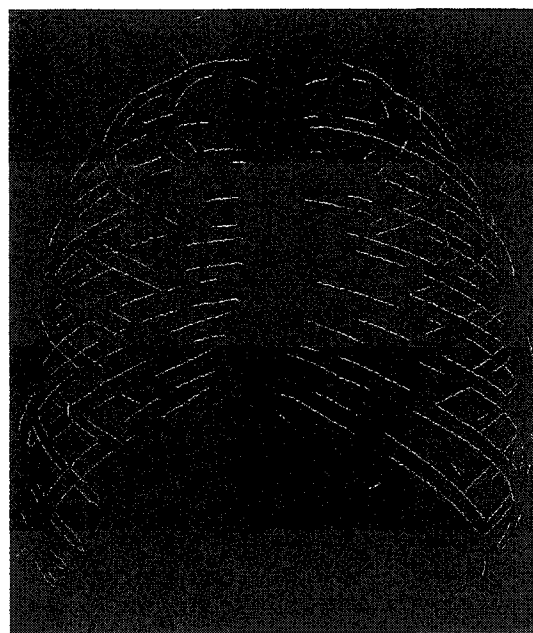
(b)

S/B = 39,5 dB

Figure 3.7 - Comparaison de portions d'une radiographie réelle (a) et d'une radiographie simulée IS_1 (b) : les rapports signal sur bruit sont comparable



(a)



(b)

S/B = 29,5 dB

Figure 3.8 - Comparaison des cartes de contours extraites d'une image radiographique réelle (a) et d'une image simulée IS_2 (b)

3.2 Résultats de la validation

La méthode proposée a été validée sur une vingtaine de patients scoliotiques. Conformément au protocole de validation décrit, deux ensembles de radiographies PA-0° et LAT ont été simulées à partir des géométries 3D, le premier avec un rapport signal sur bruit relativement élevé, le second avec un rapport signal sur bruit plus faible. Les résultats globaux sur l'ensemble de la base de validation sont détaillés ci-après. Puis, les résultats obtenus sur une reconstruction réussie et une reconstruction moins précise, seront analysés plus en détail.

3.2.1 Synthèse des résultats de validation

La précision de la méthode de reconstruction est évaluée sur les radiographies simulées IS_1 et IS_2 en calculant les distances point à surface du modèle surfacique reconstruit au modèle surfacique de référence. Les résultats incluent l'erreur moyenne, l'écart-type (RMS), l'erreur maximale et les erreurs statistiques obtenues sur l'ensemble de la base de validation de 20 patients (Tab. 3.4).

Tableau 3.4 - Synthèse des résultats de la comparaison point à surface pour l'ensemble des 20 patients de la base de validation

Erreurs (mm), images IS_1			Erreurs (mm), images IS_2		
moyenne	RMS	maximale	moyenne	RMS	maximale
$2,0 \pm 0,3$	$2,3 \pm 0,4$	$18,4 \pm 2,3$	$2,4 \pm 0,5$	$2,9 \pm 0,2$	$20,1 \pm 2,0$

Ce tableau de résultats montre que la précision des reconstructions est logiquement affectée par la diminution du rapport signal sur bruit entre les deux ensembles de radiographies IS_1 et IS_2 : les erreurs moyennes et maximales mesurées sont supérieures de 20% et 3% respectivement dans les images IS_2 et la variabilité des erreurs entre les patients est également plus élevée, la RMS augmentant d'environ 20% également. Cette

différence du niveau de bruit introduit entraîne en effet une baisse de la qualité des contours extraits en PA-0° et rend la numérisation plus difficile dans la vue latérale.

De manière à pouvoir étudier les différences de précision des reconstructions de chaque niveau costal, les erreurs point à surface relevées pour chaque côte sur l'ensemble de la base de validation sont synthétisés dans le tableau 3.5. Le détail des résultats côte par côte permet d'ores et déjà de noter que certaines côtes, notamment celles des niveaux thoraciques supérieurs, semblent globalement moins bien reconstruites que les autres.

Tableau 3.5 - Résultats de la comparaison point à surface côte par côte pour l'ensemble des 20 patients de la base de validation

Niveau thoracique		Erreur (mm), images IS_1			Erreur (mm), images IS_2		
		moyenne	RMS	maximale	moyenne	RMS	maximale
C1	droite	$2,0 \pm 0,3$	$1,4 \pm 0,6$	$10,7 \pm 2,5$	$2,2 \pm 0,7$	$1,6 \pm 0,6$	$9,4 \pm 2,0$
	gauche	$2,2 \pm 0,5$	$1,6 \pm 0,4$	$9,4 \pm 1,8$	$1,9 \pm 0,5$	$1,2 \pm 0,4$	$9,3 \pm 1,5$
C2	droite	$2,6 \pm 0,7$	$1,9 \pm 0,9$	$12,7 \pm 3,1$	$2,3 \pm 0,7$	$1,6 \pm 1,0$	$11,1 \pm 3,4$
	gauche	$2,1 \pm 0,6$	$1,7 \pm 0,8$	$10,1 \pm 3,0$	$2,3 \pm 0,8$	$1,7 \pm 1,1$	$10,8 \pm 3,9$
C3	droite	$2,5 \pm 0,6$	$1,8 \pm 0,8$	$12,2 \pm 3,0$	$3,6 \pm 1,9$	$3,0 \pm 1,3$	$12,3 \pm 3,4$
	gauche	$2,2 \pm 0,6$	$1,6 \pm 0,9$	$11,5 \pm 3,2$	$2,8 \pm 0,8$	$1,9 \pm 1,1$	$12,7 \pm 4,1$
C4	droite	$2,5 \pm 0,8$	$2,0 \pm 0,9$	$12,3 \pm 3,3$	$3,6 \pm 1,3$	$2,7 \pm 1,3$	$14,2 \pm 4,4$
	gauche	$2,1 \pm 0,7$	$1,8 \pm 0,9$	$11,2 \pm 3,5$	$2,9 \pm 1,4$	$2,5 \pm 1,3$	$12,5 \pm 5,0$
C5	droite	$2,2 \pm 1,0$	$2,3 \pm 0,9$	$10,1 \pm 4,2$	$3,5 \pm 1,3$	$2,4 \pm 1,1$	$11,3 \pm 3,4$
	gauche	$2,4 \pm 0,9$	$2,2 \pm 0,7$	$10,9 \pm 3,5$	$3,2 \pm 1,6$	$2,7 \pm 1,0$	$11,5 \pm 3,6$
C6	droite	$1,7 \pm 0,8$	$1,8 \pm 0,8$	$9,4 \pm 3,9$	$2,5 \pm 1,3$	$2,3 \pm 1,0$	$9,8 \pm 4,0$
	gauche	$1,9 \pm 0,7$	$1,8 \pm 0,6$	$8,9 \pm 3,1$	$2,6 \pm 1,6$	$2,4 \pm 0,9$	$9,6 \pm 2,8$
C7	droite	$1,7 \pm 0,8$	$1,7 \pm 0,8$	$8,3 \pm 3,9$	$2,6 \pm 1,2$	$2,1 \pm 1,0$	$9,4 \pm 3,0$
	gauche	$1,5 \pm 0,5$	$1,4 \pm 0,6$	$7,4 \pm 2,8$	$1,8 \pm 1,0$	$1,7 \pm 0,8$	$8,2 \pm 3,2$
C8	droite	$2,0 \pm 1,0$	$2,0 \pm 0,7$	$7,9 \pm 2,4$	$2,1 \pm 1,4$	$2,2 \pm 0,9$	$7,6 \pm 4,3$
	gauche	$1,5 \pm 0,5$	$1,3 \pm 0,6$	$7,9 \pm 3,0$	$2,6 \pm 1,4$	$2,3 \pm 1,1$	$9,0 \pm 3,9$
C9	droite	$1,8 \pm 1,0$	$2,0 \pm 0,6$	$7,1 \pm 2,8$	$1,6 \pm 0,9$	$1,5 \pm 0,7$	$7,4 \pm 3,3$
	gauche	$1,5 \pm 0,4$	$1,2 \pm 0,4$	$6,3 \pm 2,1$	$1,9 \pm 1,0$	$1,8 \pm 0,9$	$8,0 \pm 3,5$
C10	droite	$1,4 \pm 0,3$	$1,2 \pm 0,5$	$6,6 \pm 2,4$	$1,3 \pm 0,3$	$0,9 \pm 0,5$	$6,0 \pm 2,3$
	gauche	$1,7 \pm 0,6$	$1,6 \pm 0,5$	$7,9 \pm 2,5$	$2,0 \pm 1,1$	$1,8 \pm 0,9$	$8,5 \pm 3,6$

3.2.2 Présentation de deux résultats obtenus à partir d'images simulées

Dans la suite, deux reconstructions 3D obtenues à partir d'images IS_I de la base de validation sont présentées, l'une particulièrement satisfaisante (cas simulé 1), l'autre plus éloigné de la solution recherchée (cas simulé 2). Par cohérence avec la méthode proposée et pour faciliter la lecture des figures, les reconstructions sont rétroprojetées sous forme de contours de côtes en PA-0° et sous forme de lignes médianes en LAT.

3.2.2.1 Exemple d'une reconstruction de bonne qualité

Le patient étudié ici, atteint d'une scoliose idiopathique lombaire gauche, est correctement reconstruit à partir des images simulées IS_I correspondantes. Les erreurs point à surface moyenne et maximale relevées sont respectivement de 1,7 et 12 mm. Visuellement (Fig. 3.9 et 3.10), les contours des côtes sont bien positionnés dans la vue PA-0° de même que les lignes médianes rétroprojetées dans le cliché latéral. Sur ce cliché, l'information dans les portions postérieures des côtes permet notamment de retrouver la légère gibbosité du patient. D'autre part, l'initialisation hiérarchique des modèles déformables permet une orientation correcte des côtes dans le plan sagittal et une estimation satisfaisante de leurs facteurs d'échelle.

Cependant, ces résultats font aussi ressortir quelques problèmes qui seront approfondis et discutés dans le chapitre 4. Ainsi, dans la vue PA-0°, certains contours inférieurs de côtes semblent se recaler sur des bords supérieurs et réciproquement (côtes 6 et 7 droites par exemple). En LAT, le recalage peu précis de la côte 10 gauche s'explique par l'absence d'une initialisation adéquate et l'espace de recherche particulièrement large qui doit alors être considéré dans la phase d'optimisation. Finalement, l'essentiel des erreurs de reconstruction reste concentré dans les extrémités antérieures des côtes où l'information extraite 2D des radiographies et permettant de guider les déformations des modèles de côte restent très limitées (Fig. 3.11).

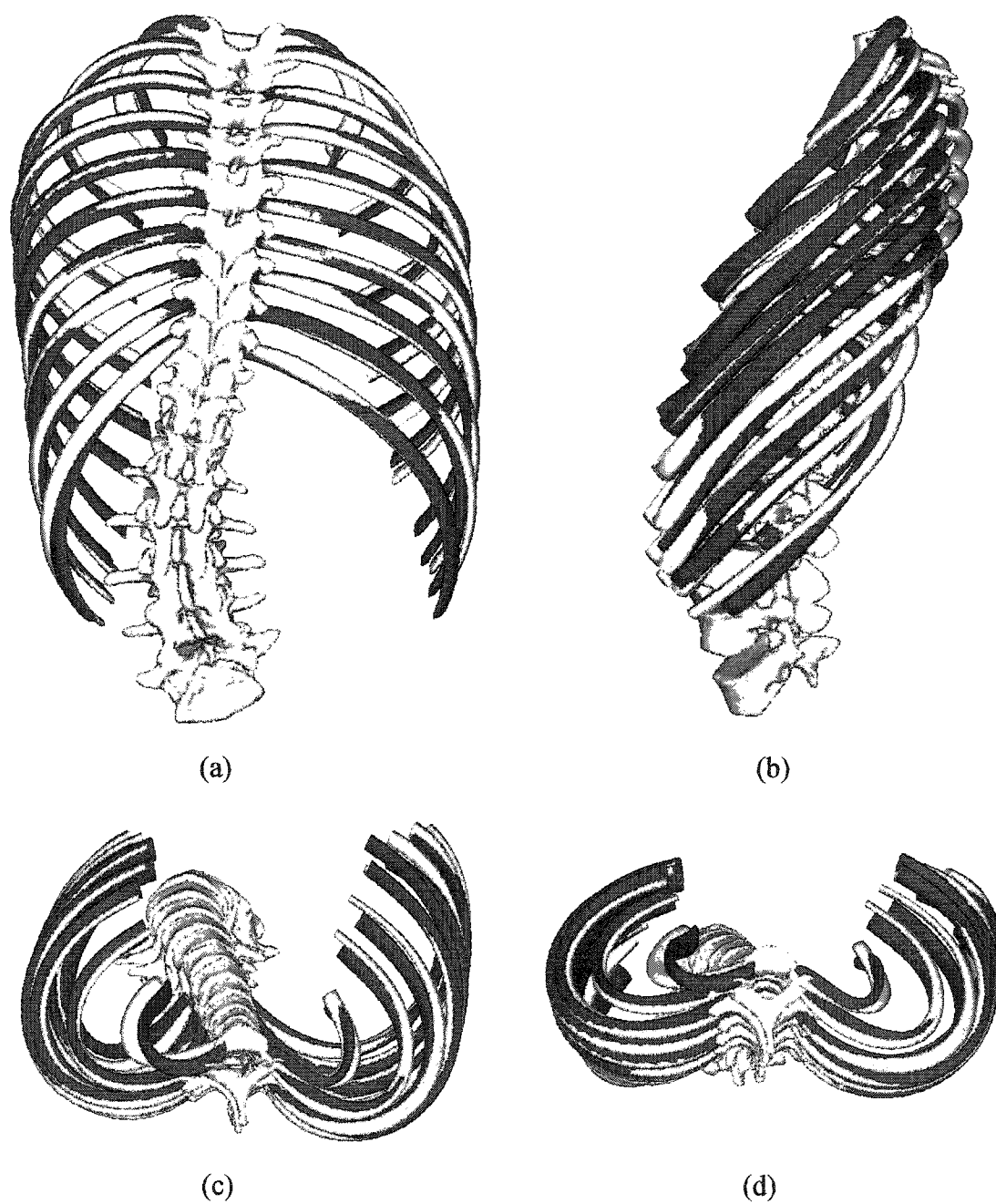


Figure 3.9 - Cas simulé 1 : superposition du modèle de référence (vert) et du modèle reconstruit (rouge) en PA-0° (a), LAT (b), en vue apicale (c) et vue apicale inclinée de 15° par rapport au plan horizontal (d)

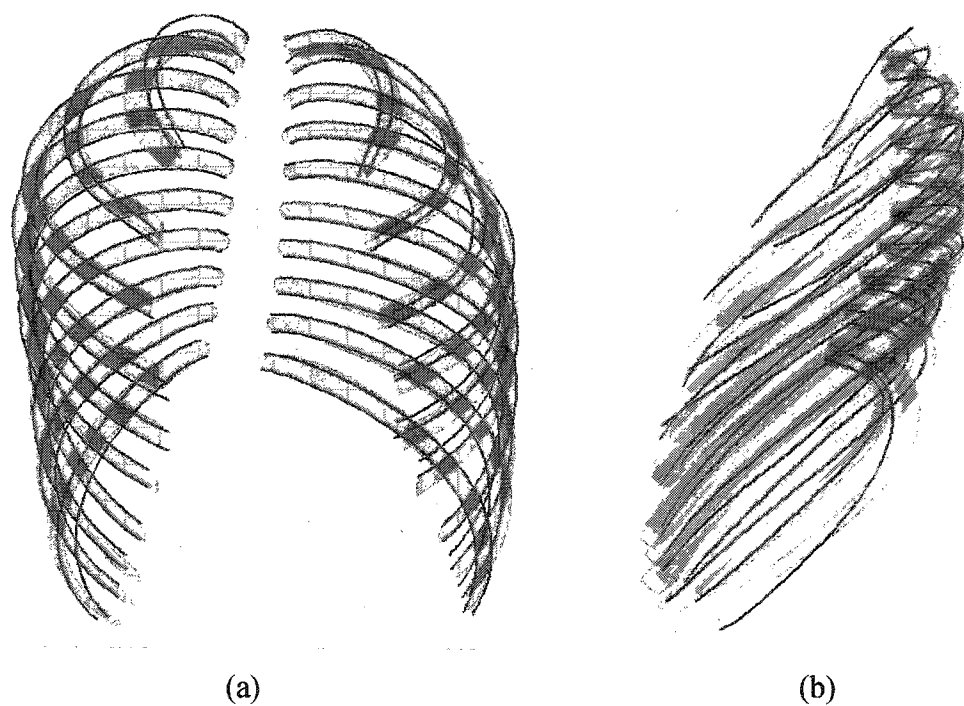


Figure 3.10 - Cas simulé 1 : rétroprojection des contours de la reconstruction en PA-0°
(a), et des lignes médianes en LAT (b)

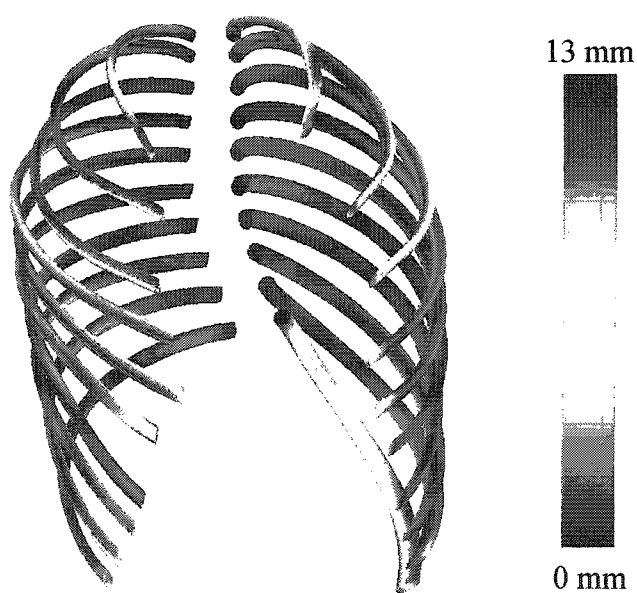


Figure 3.11 - Cas simulé 2 : cartographie des erreurs points à surface

3.2.2.2 Exemple d'une reconstruction de moins bonne qualité

Le patient, reconstruit ici à partir d'images synthétiques PA-0° et LAT de type *IS*₁, souffre d'une scoliose thoracique droite – lombaire gauche importante. L'erreur de reconstruction point à surface moyenne pour ce patient est de 2,2 mm et l'erreur maximale de 22 mm soit des erreurs sensiblement plus importantes que celles relevées sur le cas simulé 1 (voir paragraphe précédent). La superposition de la cage thoracique de référence et de la cage reconstruite (Fig. 3.12) illustre que malgré cette erreur maximale assez élevée, la géométrie globale de la cage déformée est assez bien approchée. D'un point de vue global, les rétroprojections de la géométrie reconstruite dans les deux clichés simulés (Fig. 3.13) se recalent bien avec les données radiographiques, notamment au niveau de la zone dorsale de la cage thoracique dans la vue LAT, grâce à la numérisation manuelle de quelques points par côte.

Par contre, plusieurs côtes reconstruites semblent trop courtes (côtes droites des niveaux 3 à 8), un effet visible à la figure 3.13 ainsi que dans la vue apicale présentée au (c) de la figure 3.12 et qui résulte encore une fois du manque de données radiographiques exploitables dans les régions antérieures et aptes à contraindre efficacement les modèles déformables. En PA-0°, où les modèles costaux s'ajustent aux contours extraits de manière automatique, certains problèmes affectent les parties latérales des côtes 2, 3 et 6 gauches par exemple. Ces erreurs sont attribuables à la superposition 2D des côtes qui gêne l'extraction automatique de certains contours costaux latéraux : le modèle déformable, moins contraint par les données 2D, a tendance, sous l'influence du terme d'énergie interne (ou énergie de régulation), à favoriser les géométries proches de la géométrie moyenne. Finalement, de même qu'à l'exemple précédent, la cartographie des erreurs de reconstruction (Fig. 3.14) met en évidence la concentration des maxima d'erreurs dans la portion antérieure des côtes. Cette zone présente toutefois un intérêt clinique moins crucial que la zone postérieure où intervient généralement la déformation la plus sévère et la plus handicapante sous la forme d'une gibbosité.

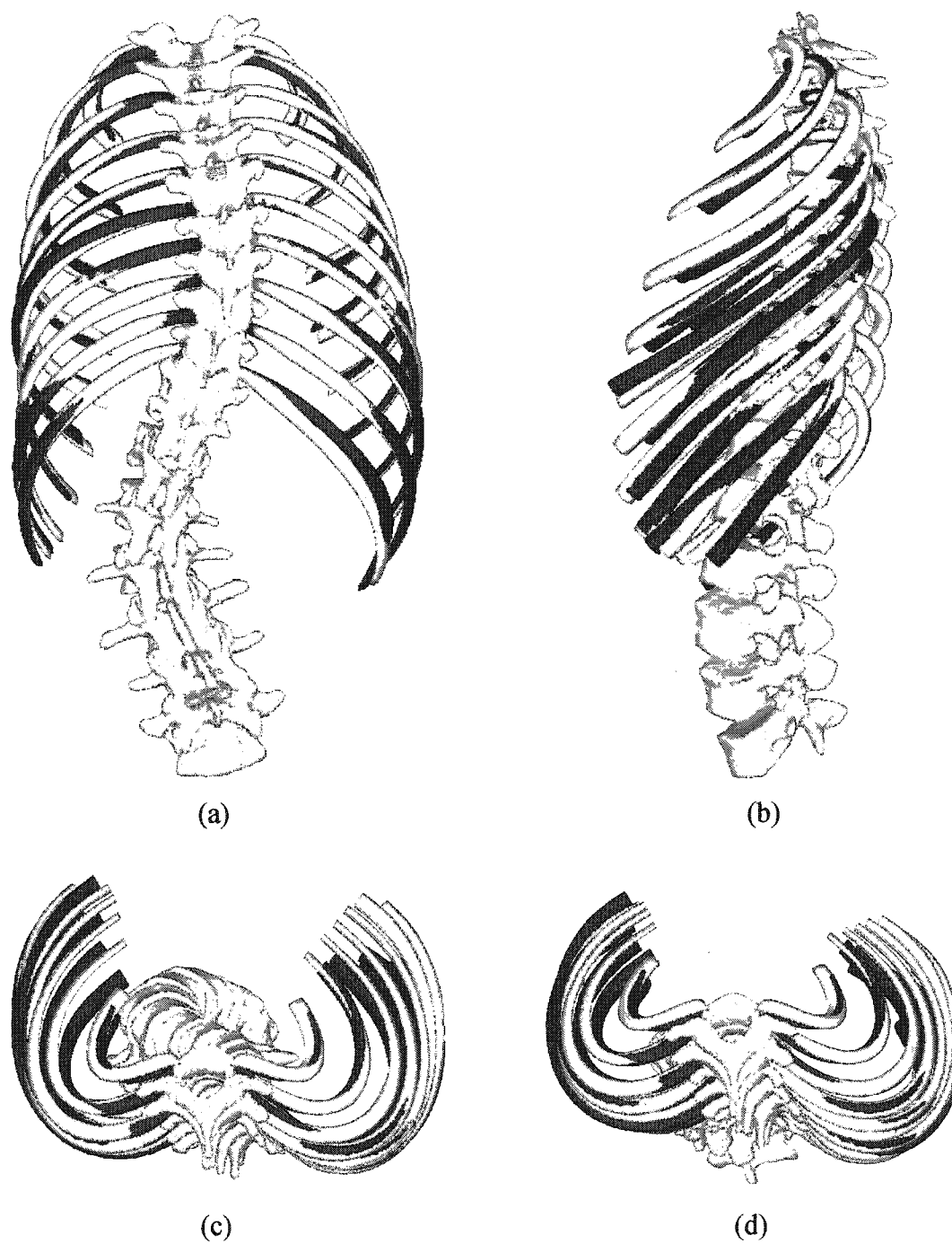


Figure 3.12 - Cas simulé 2 : superposition du modèle de référence (vert) et du modèle reconstruit (rouge) en PA-0° (a), LAT (b), en vue apicale (c) et vue apicale inclinée de 15° par rapport au plan horizontal (d)

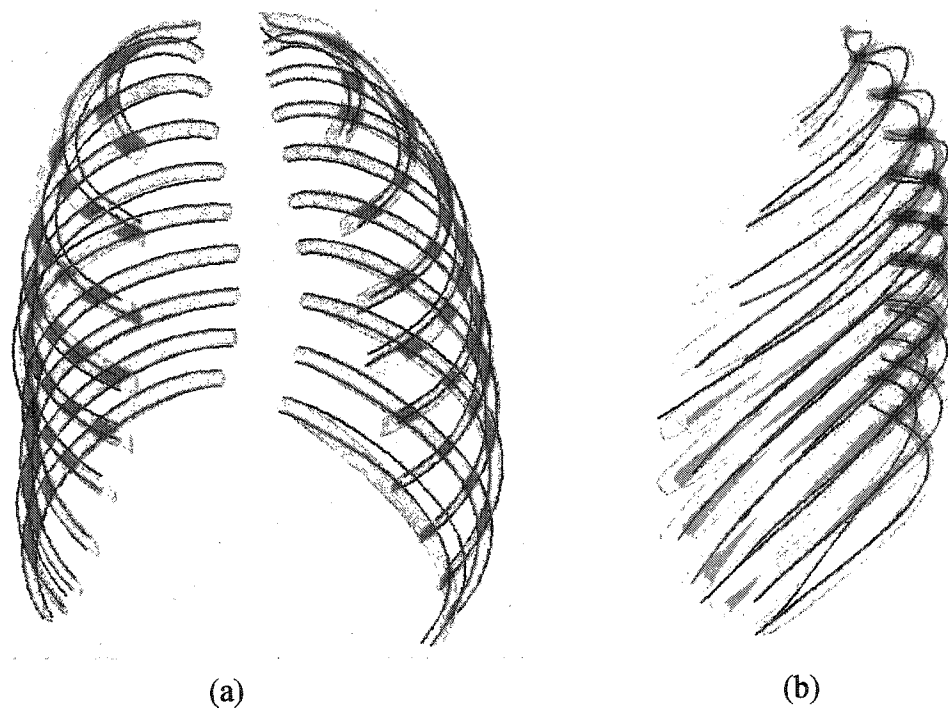


Figure 3.13 - Cas simulé 2 : rétroprojection des contours de la reconstruction en PA-0°
(a), et des lignes médianes en LAT (b)

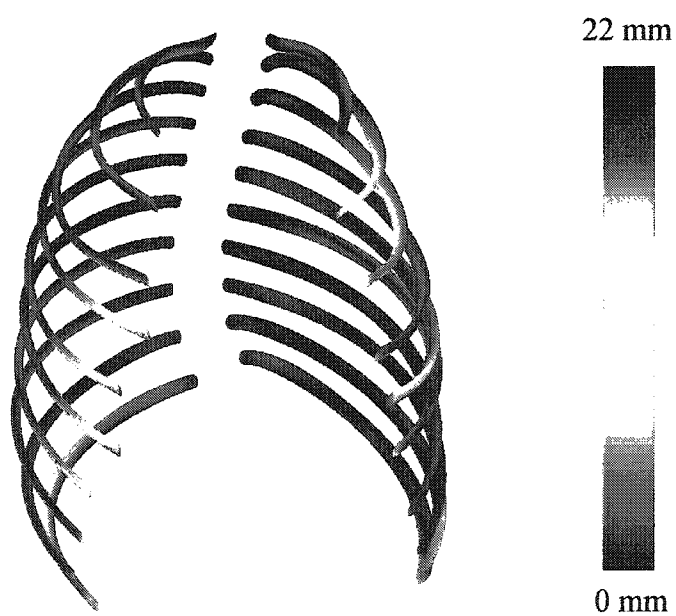


Figure 3.14 - Cas simulé 2 : cartographie des erreurs points à surface

3.3 Exploitation de l'algorithme sur images réelles

L'algorithme proposé a également été appliqué à partir de radiographies numériques réelles. Les résultats fournis par la méthode proposée sur deux patients examinés à l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal sont présentés dans les figures suivantes. Notons tout de suite que, de même que pour les reconstructions sur radiographies simulées présentées précédemment (voir paragraphe 3.2.2), ces patients ne font pas partie de la base de données ayant servi à la construction des modèles statistiquement déformables de côtes. Il est donc possible, au travers de ces exemples, d'apprécier la généralité des modèles déformables développés c'est-à-dire leur aptitude à capturer les déformations principales affectant les côtes scoliotiques et ainsi à représenter des déformations très variées.

De même que précédemment, les résultats proposés comprennent la reconstruction 3D recherchée de la cage thoracique associée au modèle de colonne vertébrale préalablement reconstruit (Fig. 3.15 et 3.17) et les rétroprojections de la géométrie thoracique reconstruite dans les radiographies numériques frontale et latérale du patient (Fig. 3.16 et 3.18). Dans le cadre de ces reconstructions 3D à partir de radiographies réelles, aucune géométrie 3D de référence permettant d'évaluer l'algorithme n'est disponible. Il n'est alors possible de juger la qualité des reconstructions qu'à partir de l'examen visuel des rétroprojections de la cage thoracique obtenue dans les clichés acquis.

Pour les deux cas réels à l'étude, les reconstructions obtenues s'avèrent satisfaisantes. En particulier, le cas réel 1 met en valeur la qualité du recalage qu'il est possible d'atteindre dans la radiographie frontale malgré l'extraction de contours costaux partiels et souvent discontinus. En LAT par contre, la qualité insuffisante des radiographies gêne beaucoup la numérisation des repères ponctuels le long des portions postérieures des lignes médianes et affecte les reconstructions des côtes des niveaux thoraciques inférieurs.

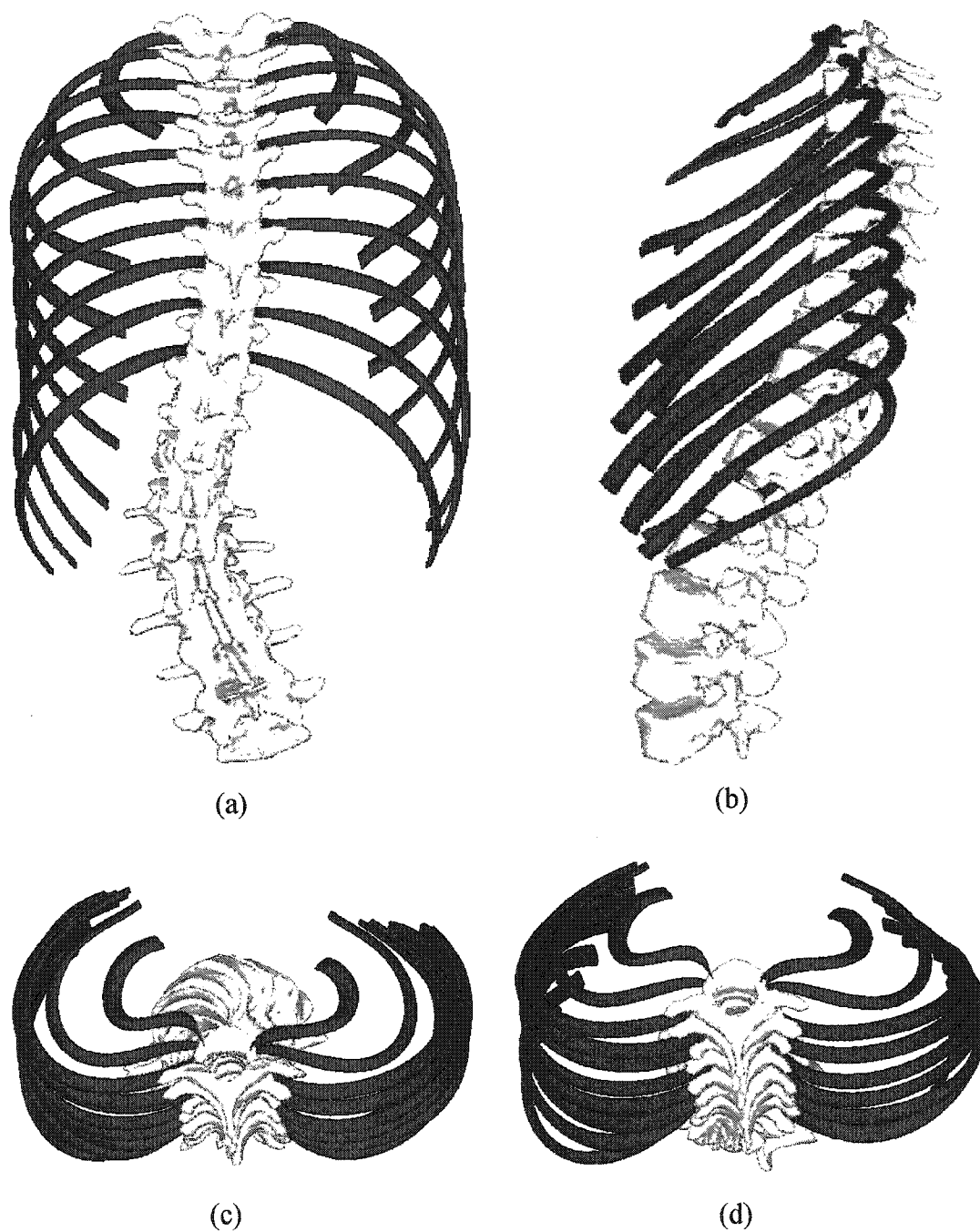


Figure 3.15 - Cas réel 1 : superposition du modèle de référence (vert) et du modèle reconstruit (rouge) en PA-0° (a), LAT (b), en vue apicale (c) et vue apicale inclinée de 15° par rapport au plan horizontal (d)

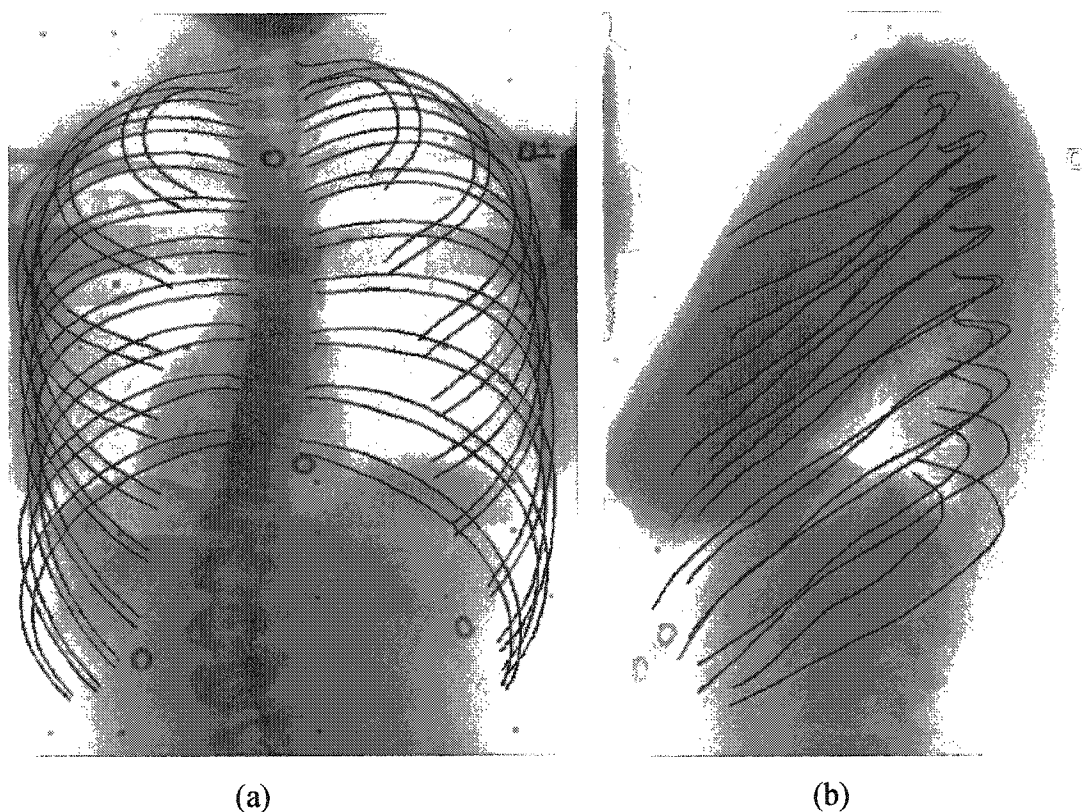


Figure 3.16 - Cas réel 1 : rétroprojection des contours de la reconstruction en PA-0° (a), et des lignes médianes en LAT (b)

Les difficultés liées au manque de visibilité des structures costales dans la vue latérale constituent d'ailleurs un des points-clés limitant encore l'applicabilité clinique de la technique de reconstruction 3D proposée (voir discussion au chapitre 4) : en effet, des images de meilleure qualité et/ou la mise au point d'algorithmes de traitement et d'analyse plus performants et plus spécifiques permettraient d'extraire davantage d'information et éventuellement de réduire encore davantage l'intervention manuelle nécessaire.

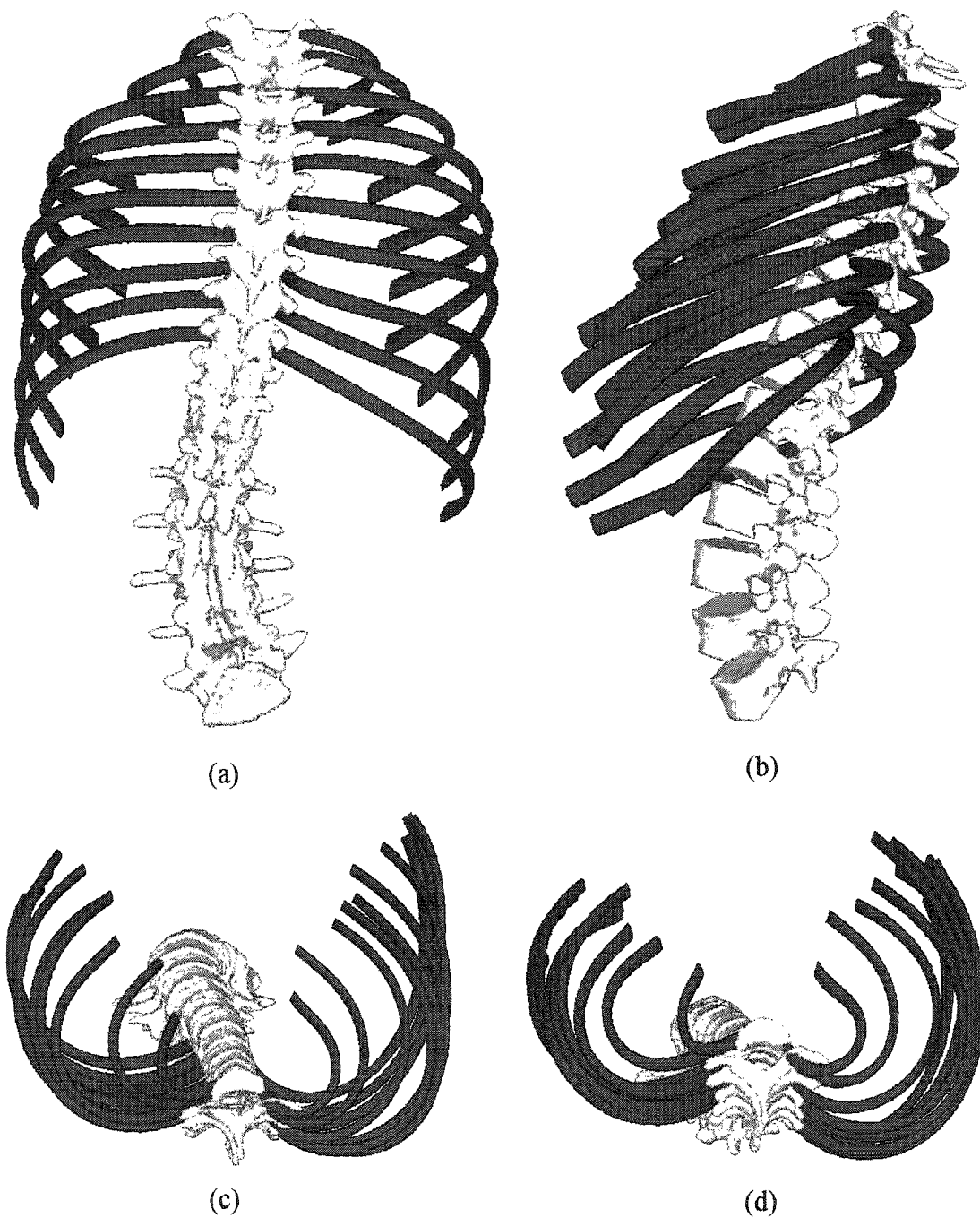


Figure 3.17 - Cas réel 2 : superposition du modèle de référence (vert) et du modèle reconstruit (rouge) en PA-0° (a), LAT (b), en vue apicale (c) et vue apicale inclinée de 15° par rapport au plan horizontal (d)

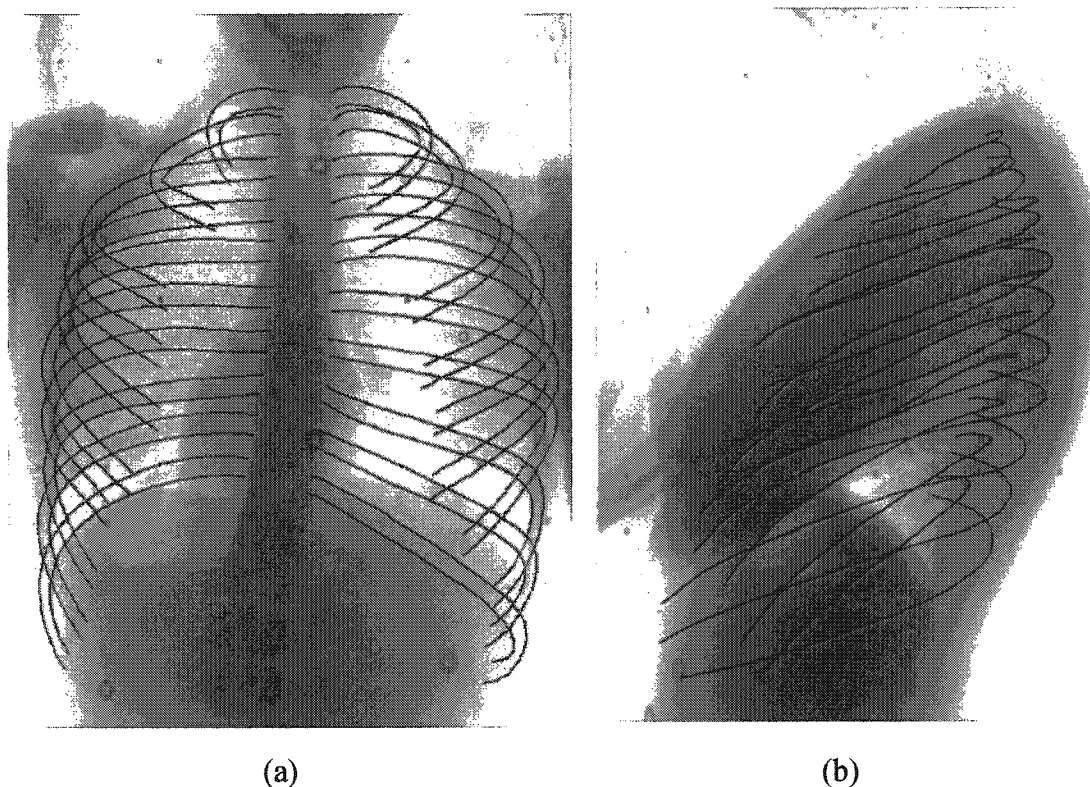


Figure 3.18 - Cas réel 2 : rétroprojection des contours de la reconstruction en PA-0° (a), et des lignes médianes en LAT (b)

Le résultats associés au second cas de reconstruction à partir de radiographies réelles étudié légèrement moins bons que ceux du premier patient en PA-0° : les côtes des niveaux 1 et 2 gauches, pas assez larges, ainsi que les côtes des niveaux 3 à 7 droits, au contraire trop larges, ne s'ajustent pas correctement dans les régions latérale de la cage thoracique. La projection latérale (Fig. 3.18 (b)) démontre par contre un ajustement réussi avec les données numérisées sur les segments postérieurs des lignes médianes des côtes. Notons que la numérisation manuelle a été facilitée dans ce cas précis en raison d'un meilleur contraste local. Il semble donc qu'un réglage fin de l'appareillage radiographique soit aussi en mesure d'améliorer la visibilité des côtes et la précision des géométries reconstruites.

CHAPITRE 4 - DISCUSSION

Cette partie discute des différents avantages généraux de la technique proposée au travers d'une comparaison avec les approches antérieures. Ensuite, les choix méthodologiques effectués et les limites de l'algorithme sont discutés et quelques pistes intéressantes quant au prolongement des travaux sont détaillées.

4.1 Comparaison de la méthode proposée avec les méthodes classiques

Dans un premier temps, l'applicabilité clinique de la méthode proposée est discutée et comparée avec la méthode de Dansereau et Stokes d'une part et la technique de déformation globale de cage thoracique mise au point par Da Silva et Gohin. Ensuite, un exemple permettant une comparaison visuelle des reconstructions possibles est fourni.

4.1.1 Applicabilité en clinique

L'avantage essentiel de la méthode décrite dans ce projet est qu'elle permet l'incorporation d'une part importante d'information à priori concernant à la fois la géométrie particulière des côtes et les déformations qui leur sont permises tout en s'inscrivant dans un cadre théorique solide. L'image PA-20° utilisée habituellement est remplacée par une image LAT plus classique qui fait partie de l'examen standard du thorax et ne nécessite aucun appareillage spécifique. De plus, la part accrue d'information exploitée de manière automatique permet de réduire de 85% le nombre de repères ponctuels numérisés manuellement par rapport à la méthode actuellement employée aux cliniques de scoliose de l'Hôpital Sainte-Justine et de plus de 65% par rapport à la méthode développée par le binôme français (Tab. 4.1).

Toutefois, l'évaluation de la technique mise en place en termes de durée d'intervention de l'opérateur est plus difficile. En effet, la gamme de points, bien que de taille réduite par

rapport à celle proposée par Dansereau et Stokes, est plus complexe à numériser en raison de la moins bonne visibilité dans la vue LAT par rapport à la vue PA-20° et des difficultés à distinguer les côtes droites des côtes gauches. De plus, la validation sur radiographies simulées n'a pas permis de mesurer le temps de numérisation moyen sur radiographies réelles. Cependant, quelques essais menés dans un contexte réel ont permis d'établir la durée d'intervention totale entre 20 et 30 minutes soit une diminution substantielle par rapport aux résultats rapportées pour les deux autres techniques.

Tableau 4.1 - Comparaison des trois méthodes : DLT classique, approche par krigeage global d'un modèle moyen, et nouvelle méthode

Méthode	Clichés utilisés	Nombre de points numérisés	Durée moyenne d'intervention manuelle
DLT conventionnel (Dansereau, 1988)	PA-0° PA-20°	400	2 h
Modèle global krigé (Da Silva, 1999)	PA-0° LAT	172	1 h 30
Modèles déformables de côtes	PA-0° LAT	60	30 min

Outre ces avantages pratiques, la reconstruction par déformation d'un modèle 3D à priori permet une reconstruction 3D relativement fiable de la cage thoracique ainsi qu'une segmentation et un étiquetage 2D des contours et des lignes médianes des côtes par rétroprojection du modèle final dans les deux radiographies. L'algorithme présenté reste aussi très flexible. Le nombre de points numérisés dans la radiographie latérale peut ainsi être adapté pour chaque côte en fonction de sa visibilité. Lorsque l'algorithme converge vers une solution qui ne satisfait pas l'opérateur (vers un optimum local proche de l'optimum global par exemple), il est possible de poursuivre le processus d'optimisation

(sur un nombre de générations plus important) jusqu'à obtention d'une reconstruction acceptable ou de numériser, lorsque c'est possible, des informations supplémentaires dans les radiographies de manière à guider davantage la recherche du modèle déformé optimal. Plusieurs améliorations peuvent finalement être apportées au programme actuel et seront discutées aux paragraphes 4.2 à 4.5.

4.1.2 Comparaison visuelle avec l'approche DLT conventionnelle

Les trois méthodes de reconstruction à l'étude ne sont pas comparables en termes de précision pour trois raisons :

- les bases de validation utilisées dans les trois cas sont différentes ;
- la validation se fait ici sur radiographies simulées dans lesquelles l'effet des tissus mous sur la qualité des données extraites des radiographies n'est pas modélisé ;
- Da Silva et Gohin évaluent la fiabilité de leur méthode en mesurant les erreurs points à lignes par rapport aux reconstructions DLT conventionnelles prises pour références alors qu'elles sont elles-mêmes entachées d'erreur par rapport à la géométrie réelle.

En l'absence de reconstructions étalons et donc de possibilités de comparer quantitativement, une comparaison visuelle avec une reconstruction obtenue par la technique DLT classique sur une paire de radiographies réelles est présentée. À la figure 4.1, la seconde reconstruction à partir d'images réelles présentée au paragraphe 3.3 (cas réel 2) est rétroprojetée sous forme de lignes médianes dans les deux images et comparée à la rétroprojection de la reconstruction effectuée grâce à l'algorithme DLT classique employé à l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal. Compte tenu que dans l'algorithme proposé aucune intervention manuelle n'est requise dans la vue frontale, le recalage obtenu en PA-0° est particulièrement satisfaisant lorsque comparé au résultat obtenu par l'algorithme classique qui nécessite la numérisation de 220 points dans ce cliché. Dans la vue latérale, où l'information disponible reste limitée, la modélisation statistique, qui permet de contraindre les déformations dans un espace admissible, fournit des lignes

médianes plus lisses et une reconstruction visuellement plus cohérente que celle fournie par la méthode antérieure où la forme des côtes n'est pas contrainte par des connaissances à priori.

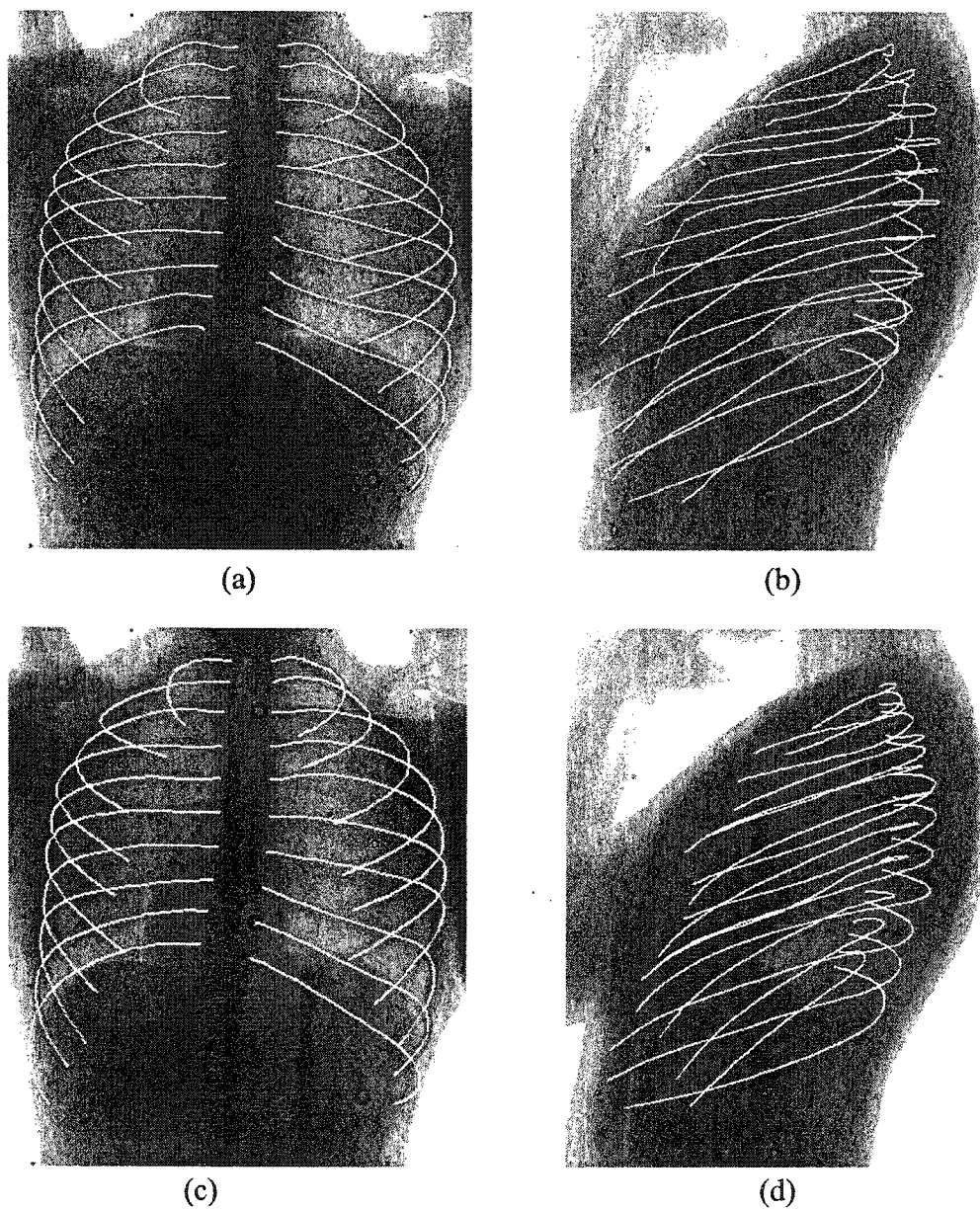


Figure 4.1 - Comparaison visuelle des reconstructions DLT rétroprojetées en PA-0° (a) et LAT (b) avec les reconstructions obtenues par la méthode proposée (c), (d)

4.2 La modélisation statistique des déformations costales

Les modèles statistiquement déformables forment le cœur de la technique de reconstruction mise en place dans ce mémoire. Les caractéristiques essentielles d'un modèle statistiquement déformable sont au nombre de trois (Bowden, 1997) :

- Complet : le modèle doit inclure un maximum d'information à priori. La base d'apprentissage doit donc être particulièrement représentative de l'ensemble des déformations observables et de taille suffisante pour la construction d'un modèle général ;
- Spécifique : le modèle déformable ne doit permettre de reproduire que les déformations admissibles. Encore une fois la spécificité du modèle déformable construit dépend exclusivement de la qualité de la base de données de départ ;
- Compact : le nombre de paramètres contrôlant les déformations doit rester minimal. Plusieurs paramètres influencent la compacité du modèle statistique, notamment les données permettant l'alignement et l'initialisation de la position .

Les caractéristiques principales de la base de données de reconstructions de l'Hôpital Sainte-Justine sont à présent étudiées. Ensuite, l'influence des données d'initialisation sur la compacité du modèle et la pertinence d'une modélisation plus globale sont discutées.

4.2.1 Caractéristiques de la base de données exploitée

La construction de modèles statistiquement déformables s'appuie essentiellement sur la constitution d'une base de données rendant compte de l'ensemble des déformations pouvant affecter l'objet étudié. Idéalement, la construction de modèles de côtes, se baserait sur des données « parfaites » comme par exemple des reconstructions tomographiques de cages thoraciques de patients scoliotiques soigneusement sélectionnés ou des numérisations tridimensionnelles manuelles d'un ensemble de spécimens

cadavériques reproduisant l'éventail des déformations thoraciques scoliotiques connues. Dans le cas présent, l'absence de telles données a mené à l'exploitation d'une base de données exhaustive de reconstructions de cages thoraciques obtenues grâce à la méthode DLT classiquement employée aux cliniques de scoliose de l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal.

La taille de cette base (538 patients reconstruits) permet raisonnablement de supposer que la plupart des déformations possibles y sont incluses et que les modèles construits sont complets au sens défini par Bowden. Cependant, les erreurs de reconstruction liées à l'utilisation de la méthode DLT classique ne permettent pas de garantir l'absence de géométries non admissibles et par conséquent la spécificité des modèles. Si l'examen visuel de la base et la rétroprojection des lignes médianes reconstruites dans les radiographies du patient ont mis en valeur la qualité des reconstructions des côtes des niveaux thoraciques inférieurs, les reconstructions DLT des niveaux supérieurs (C1 à C3 en particulier) se sont avérées moins précises. Cet effet peut s'expliquer par la mauvaise visibilité de ces côtes, liée à la superposition d'autres structures osseuses comme la clavicule, ainsi qu'à leur taille réduite qui rend la numérisation plus complexe et les erreurs de mises en correspondance plus importantes.

L'analyse du tableau V.2 présenté en annexe et résumant les pourcentages de la variance totale expliquée par les trois principaux modes de déformation pour chaque côte prouve également que les modèles déformables construits à partir de la base de données de reconstructions DLT conventionnelles pour les côtes des niveaux thoraciques supérieurs sont moins compacts que ceux des niveaux inférieurs : moins de 90% de variance est expliquée par les 3 premiers modes pour les modèles des côtes C1 à C3 gauches et droites alors que ces pourcentages dépassent de manière générale la barre des 90% pour les autres côtes. Ce manque de spécificité et de compacité des modèles déformables des côtes C1 à C3 permet sans doute d'expliquer en partie les erreurs de reconstruction plus importantes observée à ces niveaux (Tab 3.5).

Pourtant, de manière globale, les modèles statistiquement déformables de côtes développés sont jugés suffisants pour contraindre efficacement les géométries possibles et éviter les étapes de mises en correspondance de points entre les deux clichés radiographiques, principales sources d'erreurs rencontrées dans la mise en œuvre des techniques classiques de reconstruction.

4.2.2 Les données d'initialisation

Les données d'initialisation ont également une grande influence sur la qualité des modèles déformables de côtes mis au point dans ce projet et sur la pertinence de la géométrie reconstruite. Dans la méthode mise en œuvre dans ce projet, les données permettant l'alignement avant ACP et l'initialisation rigide des positions des côtes avant l'optimisation des paramètres de déformation sont réduites à l'ensemble des positions 3D des têtes costales, supposées connues grâce à la reconstruction préalable de la colonne vertébrale. La seule connaissance de ces positions permet de fixer 3 paramètres, les translations 3D T_x , T_y , et T_z . Tout au long de l'optimisation, ce point reste fixe pour chaque côte, contraignant le modèle à se déformer autour de sa tête costale ce qui limite l'espace de recherche, facilite la convergence rapide vers une solution acceptable, et assure que la cage thoracique reconstruite s'ajuste parfaitement avec la reconstruction 3D du rachis au niveau des articulations costo-vertébrales.

Néanmoins, à cause du manque d'information dans la zone antérieure du thorax (où se concentre d'ailleurs l'erreur de reconstruction : voir paragraphe 3.2.2, et figures 3.11 et 3.14 ainsi que la moitié antérieure droite de la cage thoracique reconstruite à la figure 3.12. (c)), l'alignement et l'initialisation en échelle et en orientation restent imparfaits. C'est ce qui explique notamment les erreurs de reconstruction observées pour les côtes 10 gauche du cas simulé 1 (Fig. 3.10 et 3.11) et 10 droite du cas simulé 2 (Fig. 3.13). Ce problème pourrait être corrigé en initialisant les côtes du niveau 10 manuellement ou de manière semi-automatique mais cette solution nécessiterait une importante intervention

de l'opérateur. De plus, les résultats atteints pour les côtes suivantes C9 à C1 gauches, qui dépendent directement de cette côte C10 gauche reconstruite via l'étape d'initialisation, restent très satisfaisants. La technique utilisée, grâce à une approche d'optimisation globale dans un espace de recherche particulièrement large, est donc suffisamment robuste pour compenser les légères erreurs d'initialisation d'un niveau au niveau immédiatement supérieur.

L'étape d'initialisation, et donc l'ensemble du processus de reconstruction, seraient toutefois grandement facilitée par la connaissance des positions 3D des extrémités antérieures des côtes. En effet, deux points 3D seraient disponibles pour chaque côte ce qui fixerait le facteur d'échelle ainsi que deux degrés de liberté en rotation, laissant pour seule variable rigide la rotation autour de l'axe défini par les deux points. Le modèle déformable serait également davantage compact puisque les côtes pourraient simplement être alignées par rapport à ces deux points. La fonction d'énergie ne dépendrait plus que de 2 ou 3 paramètres de déformation, un paramètre de rotation et un paramètre d'épaisseur de côte soit 4 ou 5 paramètres au lieu des 8 paramètres actuels, facilitant l'optimisation finale. De plus, la rétroprojection du point antérieur dans les radiographies pourrait permettre d'améliorer l'extraction d'information costale 2D des radiographies. Les pistes envisagées pour estimer les positions des extrémités antérieures des côtes englobent la reconstruction du sternum et des échancrures costales à l'aide, par exemple, de marqueurs radio-opaques ainsi que la numérisation directe après une phase de traitement des images permettant d'y rehausser la visibilité.

4.2.3 Vers un modèle statistique déformable global de cage thoracique ?

Outre les données à priori, le choix de l'objet modélisé et la manière d'exploiter ces données est crucial. Dans ce mémoire, chaque côte est modélisée et reconstruite indépendamment l'une de l'autre, l'avantage essentiel étant de permettre la construction de modèles déformables de côtes précis et simples et les modes de déformation significatifs extraits grâce à l'analyse statistique de la base de données sont peu nombreux (seulement 3 sont retenus comme étant significatifs) et facilement interprétables d'un point de vue géométrique. Enfin les valeurs b_1 , b_2 et b_3 décrivant l'amplitude des déformations selon chaque axe principal offrent un cadre général permettant de caractériser quantitativement les côtes scoliotiques étudiées, et donc de les comparer ou même de les classer.

Toutefois, une part importante d'information à priori est négligée dans cette approche où les géométries costales sont modélisées séparément les unes des autres : les corrélations géométriques entre les côtes (ou inter-côtes) ne sont pas modélisées ni exploitées dans la phase de modélisation statistique. En effet, l'information géométrique à priori contenue dans la base de données de cages thoraciques reconstruites utilisée se compose d'une part d'*information intra-costale*, c'est-à-dire la géométrie même de chaque côte considérée séparément, et d'une part d'*information inter-costale* comprenant notamment les positions, orientations et déformations des côtes de chaque cage les unes par rapport aux autres. Cette connaissance à priori inter-côtes, présente dans la base de données est absente des modèles déformables construits. Seule une partie, concernant les similarités d'orientation et d'échelle des côtes adjacentes est exploitée lors de la phase d'initialisation des côtes des niveaux thoraciques C9 à C1.

Pourtant, du fait de l'important réseau de fibres musculaires et de tissus reliant les côtes les unes aux autres, une corrélation importante existe bien entre les points d'une côte et ceux des autres côtes d'une même cage thoracique scoliotique. Cette dépendance inter-

côtes est d'ailleurs couramment incorporée dans les modèles biomécaniques de cages thoraciques (Closkey et Schultz, 1993). Construire un modèle statistiquement déformable global de cage thoracique permettrait d'inclure cette part d'information (disponible mais non encore exploitée) dans la modélisation. Il suffit, pour cela, de considérer l'ensemble des 20 lignes médianes de côtes de chaque cage thoracique de la base de données comme un seul et même objet géométrique. Le modèle ainsi construit serait sans doute beaucoup plus robuste face à des contours radiographiques extraits discontinus et la reconstruction de la cage thoracique pourrait se faire en une seule étape d'optimisation. Dans la même ligne d'idées, une méthode de reconstruction conjointe de la cage thoracique et du rachis à l'aide d'un modèle 3D statistiquement déformable pourrait même être envisagée pour tirer parti de la corrélation existant entre les déformations affectant chacune des deux structures.

Cependant, de telles approches globales restent encore inapplicables pour trois raisons :

- les non-linéarités géométriques inhérentes aux objets articulés. En effet, les déplacements relatifs d'objets en rotation les uns par rapport aux autres (côtes – côtes, vertèbres – vertèbres ou encore côtes – vertèbres) introduisent des non-linéarités géométriques qui gênent les outils d'analyse statistique linéaires tels que l'Analyse en Composantes Principales (Bowden, 1997). En pratique, ces non-linéarités se traduisent par des nuages de points courbes qui ne peuvent pas être modélisés efficacement avec des axes propres linéaires. Dans la figure 4.2, deux modes linéaires sont nécessaires pour représenter un nuage de points pour lequel un seul mode non-linéaire serait suffisant. De plus, l'hypothèse de distribution gaussienne de la population n'est pas vérifiée : fixer des limites aux variations selon les axes linéaires ne permet pas de se limiter à des géométries admissibles. La modélisation à l'aide d'axes linéaires n'est ni compacte, ni spécifique ;

- les difficultés rencontrées pour modéliser les déformations à une échelle locale. La sélection d'un nombre réduit de vecteurs de déformation dans l'ACP a tendance à privilégier les déformations globales comme les variations des positions et orientations des côtes les unes par rapport, la forme globale externe de la cage, etc. Les déformations locales (déplacements moins importants des points) se retrouvent dans les modes de déformation moins importants et généralement négligés ;
- le nombre trop élevé de paramètres dont dépend alors la fonction à optimiser. L'espace de recherche à couvrir est alors élargi et l'optimum global beaucoup plus difficile à approcher en un nombre réduit d'évaluations de la fonction d'énergie.

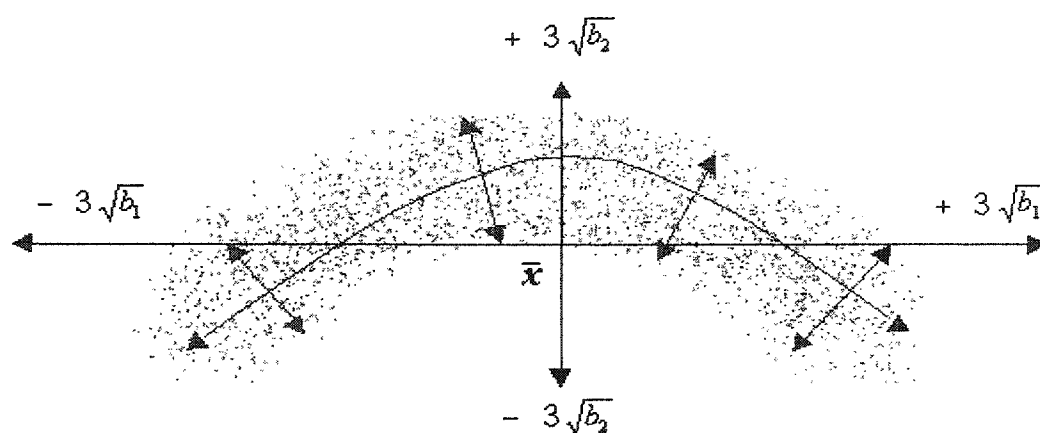


Figure 4.2 - Exemple d'un nuage courbé montrant les difficultés rencontrées par l'ACP dans le cas de non-linéarités (Bowden, 1997)

Des techniques de construction de modèles déformables selon des modes non linéaires ont été étudiées dans la littérature. Cependant, les mécanismes mis en jeu s'appuient souvent sur une re-paramétrisation optimale des objets de la base d'apprentissage (Kotcheff et Taylor, 1997) ou sur la combinaison d'ACP locales appliquées sur des sous-ensembles de la base complète (Bowden, 1997). Les algorithmes qui en découlent sont alors particulièrement complexes à mettre en œuvre et incluent une phase d'optimisation gourmande en temps de calcul.

4.3 L'extraction d'information des radiographies

Les informations costales extraites des radiographies constituent la seule source de données guidant le modèle déformable vers la reconstruction désirée. La qualité du recalage final dépend essentiellement de deux composantes : la qualité des images radiographiques acquises et l'efficacité des algorithmes de traitement et de segmentation qui leur sont appliqués.

4.3.1 Les images radiographiques

Dans ce projet, les clichés utilisés pour tester et ajuster les algorithmes de traitement d'images employés sont les radiographies numériques conventionnelles habituellement acquises à l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal. Ces images ont servi à la fois à la mise au point d'un algorithme de détection de contours costaux approprié en PA-0° et à la détermination expérimentale du coefficient linéaire d'absorption des côtes utilisé pour simuler des radiographies à partir de modèles déformés 3D de cages thoraciques.

Cependant, le problème majeur rencontré pour la récupération d'informations costales 2D à partir de ces radiographies et déjà mentionné lors de la description de la méthode développée (chapitre 2) est le manque de visibilité des côtes, souvent masquées par les autres structures osseuses et les organes internes ou trop peu contrastées. Cette limite, inhérente aux images sur lesquelles se fonde le processus de reconstruction et donc indépendante de l'algorithme développé, est particulièrement flagrante en LAT où le contraste très réduit et la superposition des côtes gauches et droites ont rendu inefficaces les algorithmes de traitement et d'analyse automatiques testés. L'absence d'informations exploitables en LAT dans la moitié antérieure des cages thoraciques empêche un guidage suffisant des déformations des modèles de côtes et explique que l'essentiel des erreurs de reconstruction porte sur les positions en profondeur des extrémités costales antérieures, comme observable sur les reconstructions 3D et les cartographies d'erreurs présentées au

chapitre 3 (Fig. 3.9, 3.11, 3.12 et 3.14). D'autre part, la dégradation de la qualité des résultats lorsque le rapport signal / bruit est diminué (Tab. 3.4) atteste également que la qualité des images radiographiques et des données costales extraites influence nettement la reconstruction 3D finale.

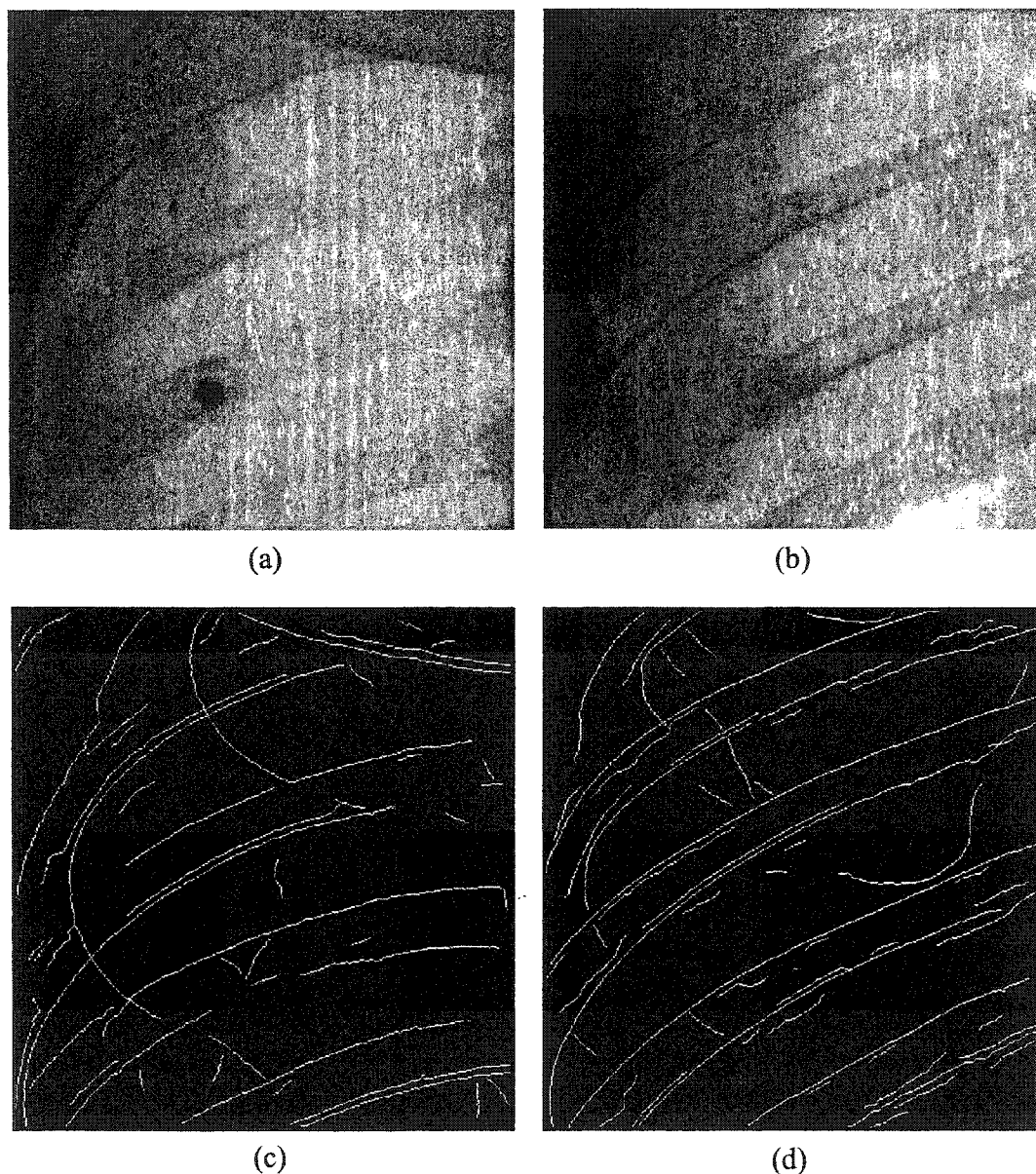


Figure 4.3 - Radiographie numérique conventionnelle (a) et radiographie numérique basses doses (b) d'un fantôme physique et contours extraits (c), (d)

Des techniques d'imagerie récentes comme l'imagerie basses doses (Charpak) présentée brièvement au paragraphe 1.3.3 sont susceptibles d'améliorer la qualité des images et de faciliter la phase de traitement des radiographies. A titre d'exemple, une comparaison des contours extraits à l'aide de l'algorithme décrit au paragraphe 2.3.1 sur deux portions d'images d'un fantôme physique en incidence postéro-antérieure est présentée ci-après (Fig. 4.3). La première image est une radiographie numérique conventionnelle, la seconde une radiographie numérique Charpak du même fantôme acquise à 140kV et 1mAs. L'amélioration de la visibilité des côtes dans les clichés et de la qualité des contours extraits est nette. Dans la vue latérale, la visibilité des côtes est également sensiblement accrue ce qui laisse envisager la possibilité d'un traitement automatique ou en tout cas semi-automatique plutôt qu'entièrement manuel. L'algorithme de reconstruction pourrait ainsi évoluer progressivement vers une automatisation complète. Mentionnons également que l'acquisition multi-énergie permet également d'accroître la qualité des images par soustraction des tissus mous (au prix cependant d'une augmentation de l'irradiation du patient) et offre donc une autre alternative intéressante à l'utilisation de radiographies numériques conventionnelles.

4.3.2 Les algorithmes d'extraction d'information

Outre la qualité des images, l'algorithme d'extraction de contours costaux 2D utilisé dans ce projet (Canny suivi d'un linking intelligent des contours) a un impact important sur la qualité de la reconstruction finale. Les essais effectués sur radiographies numériques conventionnelles ont montré la spécificité de l'algorithme mis en place. Ainsi, l'introduction d'une contrainte angulaire sur les tangentes des contours à reconnecter et des différents seuillages favorisent les contours costaux longs et réguliers face aux contours plus petits et plus tortueux liés au bruit résiduel ou aux autres structures osseuses ou tissulaires. De plus, les bons résultats obtenus sur d'autres types d'images (Fig. 4.3) sans ajustements de paramètres particuliers mettent en valeur la robustesse et la généralité de la technique de segmentation 2D proposée.

Son principal point faible réside dans l'absence d'une procédure d'étiquetage automatique des contours extraits dans la radiographie postéro-antérieure. Ainsi l'algorithme employé ne permet pas de distinguer les contours de chaque côte : un point de la silhouette 3D rétroprojetée de la côte i et recalé sur un contour de la côte $i-1$ reçoit la même énergie que s'il était correctement recalé sur la côte i qui lui correspond. De plus l'algorithme ne fait pas de distinction entre les contours supérieurs de côte et les contours inférieurs et le recalage d'un contour supérieur du modèle sur un bord inférieur de côte dans la radiographie frontale (ou inversement) est fréquent : c'est le cas par exemple dans les portions antérieures des côtes 5 et 6 droites à la figure 3.10 ou celle de la côte 4 à la figure 3.13. Les deux bords d'une même côte pourraient pourtant être distingués en étudiant l'orientation du gradient d'intensité dans l'image. En fonction du gradient local un sens pourrait être défini pour chaque contour et il serait aisé d'interdire le recalage d'un bord supérieur du modèle sur un bord inférieur de côte dans la radiographie en interdisant le recalage de deux contours d'orientation opposée.

Dans l'ensemble de ce mémoire les contours costaux ont été considérés comme l'unique source d'information guidant la reconstruction. Or une segmentation par région peut permettre de guider et améliorer l'étape d'extraction de contours et de contraindre davantage le modèle déformable grâce à l'ajout de termes appropriés dans la fonction d'énergie. Mignotte et coll. (2000) utilisent un tel terme d'homogénéité de région mais dans leur application l'objet recherché est effectivement très homogène en intensité et l'effet de ce terme supplémentaire sur la reconstruction finale n'est pas évalué. D'autres pistes pourraient consister à s'inspirer des travaux récents de Cootes et coll. (1995) qui proposent une méthode unifiant un modèle statistiquement déformable et un modèle statistique des intensités de l'image à segmenter ou ceux de Loog et coll. (2003) qui, tout récemment, proposent une technique de classification automatique de pixels costaux.

4.4 Limites du processus d'optimisation

Alors que les modèles statistiques déformables de côtes construits et l'algorithme d'extraction automatique de contours costaux dans la vue frontale constituent les forces de la méthode, le processus d'optimisation en est le point faible, que ce soit à cause des limites de l'algorithme génétique employé ou de la série d'optimisations indépendantes les unes des autres nécessaire pour la reconstruction d'une cage thoracique complète.

L'algorithme génétique implanté pour optimiser la fonction d'énergie de chaque côte a été décrit au paragraphe 2.4.2.2. Son principal atout réside dans l'absence de contraintes (que ce soit des contraintes de régularité, de continuité, de dérivabilité, etc.) sur la fonction à optimiser. De plus, le risque de convergence vers un optimum local trop éloigné de la solution recherchée reste faible par rapport aux algorithmes déterministes (descente de gradient par exemple) grâce à une exploration générale de l'espace de recherche autorisé et le nombre d'évaluations de la fonction à optimiser nécessaires pour atteindre une solution proche de l'optimum global reste réduit. L'algorithme génétique semble donc le meilleur choix possible en regard des contraintes dictées par le problème à résoudre.

Néanmoins, un grand nombre de paramètres doivent être réglés manuellement pour assurer son bon fonctionnement. Si certains l'ont été en s'appuyant sur un raisonnement logique (le nombre de bits codant chaque variable par exemple), d'autres, comme la taille de la population, le nombre de générations, les probabilités de mutation ou de croisement, ont été choisis en se fondant sur des valeurs génériques relevées dans la littérature ou déterminées par expérimentation. Des algorithmes génétiques auto-adaptables ont été proposés dans la littérature mais il apparaît que les règles d'adaptation restent le plus souvent empiriques et leur supériorité face aux algorithmes génétiques classiques utilisant des opérateurs et des probabilités standard n'a pas été prouvée.

Une autre limite de l'algorithme génétique utilisé réside, une fois identifiée la zone de l'espace de recherche contenant l'optimum global, dans sa difficulté à converger rapidement vers celui-ci. Cet effet est dû à la baisse de la diversité de la population au fur et à mesure de son évolution vers une solution proche de l'optimum global. Une solution pour obtenir une reconstruction plus raffinée consiste alors à construire un algorithme d'optimisation hybride génétique / descente de gradient (Mignotte et coll., 2000). La descente de gradient intervient sur les meilleurs individus de la population à chaque génération. Cependant, les expérimentations menées ont montré que le nombre d'évaluations de la fonction d'énergie devient trop important pour atteindre des temps de calcul raisonnables et que le nouvel algorithme hybride, trop élitiste, convergeait très rapidement, souvent vers un optimum local.

Du fait de la composante stochastique de l'optimisation et du nombre limité d'évaluations de fonction autorisées (pour limiter le temps de calcul), la solution finale atteinte pour une côte donnée, quoique toujours proche de l'optimum global, peut différer pour deux essais de reconstruction successifs. Cette absence de reproductibilité exacte des résultats pour un même ensemble de données de départ n'est cependant pas gênante, les reconstructions obtenues restant toujours très similaires entre elles et proches de la reconstruction recherchée. Le principal inconvénient lié à la nature stochastique de l'algorithme est sa dépendance à la population initiale, construite ici par tirage aléatoire des valeurs des variables dans l'espace de recherche. En tirant parti de la similarité des déformations affectant deux côtes adjacentes, il serait sans doute possible de déterminer des valeurs plus probables pour les paramètres de déformation et définir une méthode plus adéquate de construction de la population initiale. Une autre solution pour introduire une information de corrélation inter-côtes dans le processus d'optimisation serait d'optimiser simultanément les vingt côtes plutôt que d'effectuer vingt optimisations indépendantes : dans cette optique, vingt populations évoluent grâce à des opérateurs génétiques communs et tirent parti des progrès de chacune.

4.5 Discussion de l'étape de validation

La méthode proposée a été validée sur radiographies simulées à partir de géométries 3D scoliotiques connues. En l'absence d'un ensemble de cages thoraciques étalon et des radiographies numériques correspondantes, il s'agit là du seul moyen de constituer une base de référence par rapport à laquelle mesurer les erreurs de reconstruction caractéristiques de la méthode proposée.

Pourtant, le modèle de génération des images simulées reste ici très simplifié et pourrait profiter de plusieurs améliorations. Ainsi, beaucoup de structures masquant partiellement les côtes dans les radiographies réelles sont omises : autres structures osseuses (clavicule, os du bras dans la vue latérale), organes internes (cœur), autres tissus mous (graisse), etc. Une idée intéressante pourrait consister à simuler la couche de graisse superficielle en calculant l'enveloppe convexe de la cage thoracique 3D et en créant, à partir de cette enveloppe un volume légèrement plus épais, auquel serait attribué un coefficient d'absorption adéquat issu de la littérature. Dans la même ligne d'idées, les organes internes, seraient modélisés par des sphères ou des ellipsoïdes d'absorptions différentes. Dans le modèle proposé, l'absorption est directement proportionnelle à l'épaisseur de côte traversée. Un autre raffinement du modèle consisterait alors à ne considérer que la pellicule d'os cortical traversé comme véritablement responsable de l'absorption et à négliger l'absorption attribuée à l'os spongieux, conduisant à une modélisation des côtes 3D sous la forme de tubes creux.

Mis à part l'aspect concernant la simulation de radiographies, il pourrait être intéressant de valider la méthode proposée non plus seulement sur la base de distances points à surface entre la reconstruction et la référence mais aussi en termes d'indices géométriques mesurés sur les côtes de manière similaire au travail de Marcil (1996) : angles d'inclinaison frontal et sagittal des côtes, gibbosité, longueur 3D des côtes, etc.

CONCLUSION

Dans ce projet, pour la première fois à notre connaissance, une méthode a été mise en place pour la reconstruction 3D de cages thoraciques scoliotiques à partir de deux radiographies numériques obtenues sous incidences standard PA-0° et LAT. La combinaison de plusieurs outils d'analyse statistique et de modélisation géométrique appropriés a permis de résoudre plusieurs difficultés rencontrés par les techniques antérieures et notamment d'améliorer le potentiel d'applicabilité de la technique dans un contexte clinique.

Ainsi, une analyse pertinente de la base exhaustive de reconstructions constituée à l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal (une source d'informations jusque-là inexploitée) a conduit au développement de modèles géométriques 3D de côtes déformables dans des limites statistiquement admissibles. L'incorporation nouvelle de connaissances à priori dans le processus de reconstruction 3D de cages thoraciques a notamment eu pour effet d'améliorer la qualité visuelle des reconstructions obtenues et de réduire la quantité d'information à numériser manuellement dans les radiographies.

D'ailleurs, grâce à la mise en place d'un algorithme spécifique de détection de contours costaux 2D dans le cliché frontal, le nombre total de repères ponctuels numérisés est réduit de plus de 85% par rapport à la méthode actuellement utilisée à l'Hôpital Sainte-Justine (60 points contre 220). Cette numérisation n'intervient que dans la vue latérale pour y compenser la visibilité réduite des côtes. Le temps de travail de l'opérateur passe quant à lui de 2 heures par patient en moyenne à une trentaine de minutes seulement.

Finalement, une étude de validation rigoureuse a pu être menée grâce à la mise en place d'un outil simple de simulation de radiographies thoraciques à partir de géométries 3D connues. Les erreurs moyennes et maximales rapportées sont de $2,0 \pm 0,3$ mm et $18,5 \pm 2,3$ mm respectivement avec une erreur RMS de $2,3 \pm 0,4$ mm pour des images très peu

bruitées et de $2,4 \pm 0,5$ mm et $20,1 \pm 2,0$ mm avec une erreur RMS de $2,9 \pm 0,2$ mm pour des images simulées dont la qualité de l'information extraite s'approche davantage de celle obtenue à partir de radiographies réelles. Les erreurs maximales relativement importantes s'expliquent par la moins bonne reconstruction des extrémités antérieures, peu contraintes, par rapport aux portions postérieures. Cependant les erreurs moyennes obtenues restent satisfaisantes par rapport à celles rapportées pour les méthodes précédentes et montrent que hormis ces zones antérieures, les côtes sont convenablement reconstruites.

La qualité de l'information costale 2D extraite des radiographies reste la principale limite de l'approche développée dans ce mémoire et explique les erreurs de reconstruction relativement importantes observées au niveau antérieur des cages thoraciques étudiées. Ainsi, le manque évident de visibilité dans les radiographies latérales impose la numérisation fastidieuse de plusieurs repères ponctuels sur les portions postérieures de chaque côte et empêche toute extraction d'information capable de contraindre les déformations des modèles de côtes au niveau antérieur. Outre ces limites matérielles, l'absence de procédure d'étiquetage des contours détectés dans la vue frontale implique le recours à un algorithme d'optimisation globale, de nature stochastique, dont le réglage reste manuel et empirique.

Conformément aux difficultés rencontrées et de manière à assurer la continuité de ce projet, il est recommandé, par ordre de priorité :

- d'évaluer les performances de l'algorithme proposé sur des images radiographiques basses doses ou multi-énergie dans lesquelles l'information costale est davantage accessible et de meilleure qualité ;
- de développer de nouvelles techniques de rehaussement et de traitement d'images permettant l'extraction automatique ou semi-automatique d'un maximum

d'information costale dans la région antérieure de la cage thoracique où se concentrent l'essentiel des erreurs de reconstruction ;

- d'étudier la possibilité d'étiquetage automatique des contours détectés dans la radiographie PA-0° d'abord pour identifier la côte à laquelle appartient le contour détecté puis s'il s'agit d'un contour supérieur ou inférieur de côte ;
- d'étudier les possibilités de raffinement de la solution obtenue, soit à l'aide d'algorithmes d'optimisation déterministes, soit en exploitant la reconstruction 3D obtenue et ses rétroprojections pour extraire davantage d'information costale en 2D ;
- d'améliorer la robustesse générale de l'algorithme d'optimisation en diminuant le nombre de paramètres à ajuster ;
- de prolonger la validation sur radiographies réelles de spécimens cadavériques. La référence pourra être obtenue par mesures 3D directes à l'aide d'appareils de type Fastrak ou par tomographie ;
- d'utiliser des mesures d'indices géométriques (gibbosité, angles d'inclinaison, etc.) pour la validation. Les résultats pourraient être comparés avec ceux obtenus par Marcil (1996) avec la méthode de reconstruction classique ;
- d'étudier la possibilité d'un modèle déformable global de l'ensemble de la cage thoracique à l'aide par exemple d'ACP non linéaires et éventuellement de le coupler avec un modèle de déformations locales permettant un affinement final de la solution. Il sera aussi intéressant d'évaluer le potentiel d'une reconstruction combinée rachis – cage thoracique permettant de tirer parti des corrélations entre leurs déformations ;
- de tenter d'évaluer l'effet de la qualité des reconstructions formant la base de données sur les résultats finaux.

RÉFÉRENCES

AMANDJULES E., BALLARA F. (1999). Recalage 3D rigide de la position de vertèbres à partir d'une seule radiographie 2D non calibrée. Projet de fin d'études, LBM ENSAM.

ARRIVE L., ROUAULT N. (1997). Reconstruction 3D de la colonne de sujets scoliotiques. Projet de fin d'études, LBM ENSAM.

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. Med. Biol. Eng. Comput., 35, 611-618.

BENAMEUR S., MIGNOTTE M., PARENT S., LABELLE H., SKALLI W., DE GUISE J. (2001). 3D biplanar reconstruction of scoliotic vertebrae using statistical models. 20th IEEE International Conference on Computer Vision and Pattern Recognition CVPR'01, Kauai Marriott, Hawaii, USA, Volume II, 577-582.

BENAMEUR S., MIGNOTTE M., PARENT S., LABELLE H., SKALLI W., DE GUISE J. (2003). 3D/2D registration and segmentation of scoliotic vertebrae using statistical models. Comp. Med. Imag. Graph., 27, 321-337.

BLEAU A., DE GUISE J.A., LEBLANC A.R. (1992). A new set of fast algorithms for mathematical morphology II : identification of topographic features on grayscale images. CVGIP Image Understanding, 56, 210-229.

BOWDEN R., MITCHELL T.A., SAHARDI M. (1997). Cluster-based non-linear principal component analysis. IEE Electronics Letters, 33-22, 1858-1858.

BRESENHAM J.E. (1985). Algorithms for circular arc generation. Fundamental Algorithms for Computer Graphics, ed. R.A. Earnshaw, NATO ASI Series, Springer Verlag, Berlin, vol. F17, 197-218.

BRUNEL D. (1993). Validation de la reconstruction 3D de la cage thoracique. Projet de fin d'études au baccalauréat, École Polytechnique de Montréal, Canada.

CANERO C., RADEVA P., TOLEDO R., VILLANUEVA J.J, MAURI J. (2000). 3D curve reconstruction by biplane snakes. Proceedings of International Conference on Pattern Recognition ICPR2000, September, Barcelona.

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. Int. J. Patt. Recog. Art. Intel., 13-5, 761-779.

CLOSKEY R.F., SCHULTZ A.B. (1993). Rib cage deformities in scoliosis : spine morphology, rib cage stiffness, and tomography imaging. J. of Orthopaedic Research, 11, 730-737.

COBB J.R. (1948). Outline for the study of scoliosis. Instructional Course Lectures, W.P. Blount Ed., American Academy of Orthopaedic Surgeons, vol. V, Ann Arbor J., Edwards Publisher Inc., 261-275.

COOTES T.F., TAYLOR C.J., COOPER D.H., GRAHAM J. (1992). Training Models of Shape from Sets of Examples. Proc. British Machine Vision Conference, Springer-Verlag, 9-18.

COOTES T.F., TAYLOR C.J., COOPER D.H., GRAHAM J. (1995). Active shape models – their training and application. Computer Vision and Image Understanding, 61-1, 38-59.

DA SILVA C., GOHIN G. (1999). Reconstruction géométrique 3D de la cage thoracique de patients scoliotiques par stéréoradiographie. Projet de fin d'études, ENSAM, Paris, France.

DANSEREAU J. (1987). Rib cage deformation in scoliosis. Ph.D. thesis, Department of mechanical engineering, University of Vermont. Burlington, USA.

DANSEREAU J., STOKES I.A.F. (1988). Measurement of the three-dimensional radiographic technique. J. Biomech., 12, 279-290.

DANSEREAU J., ROY S., VINET R. (1992). Optimization of the rib midline three-dimensional reconstruction technique. Surface Topography and Spinal Deformity VI, Stuttgart, New York, 22-28.

DE GUISE J.A., MALLOUCHE H., DANSEREAU J. et LABELLE H. (1995). Techniques d'imagerie appliquées à la biomécanique rachidienne. Rachis, 7, 135-144.

DE GUISE J.A., MARTEL Y. (1988). 3-D Biomedical modelling : merging image processing and computer aided design. IEEE Engineering in Medicine & Biology Society, 10th Annual International Conference. New Orleans, USA, 426-427.

FLEUTE M., LAVALLEE S. (1999). Nonrigid 3D/2D registration of images using statistical models. Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, Springer-Verlag, 138-147.

GINNEKEN B.V., ROMENY B.T.H. (2000). Automatic delineation of ribs in chest radiographs. Proc. SPIE, vol. 3979, 825-836

GINNEKEN B.V., ROMENY B.T.H., VIERGEVER M.A. (2001). Computer-aided diagnosis in chest radiographs : a survey. IEEE Trans. Med. Imag., 20-12, 1228-1241.

GODBOUT B., KAUFFMAN C., DE GUISE J.A. (1998). A simple 2D active contour model to segment non-convex objects in 3D images. Vision Interface '98, 350-358, SFU Harbour Center, Vancouver, Canada.

GOLDBERG D.E. (1989). Genetic algorithms in search, optimization, and machine learning. Addison-Wesley, Reading, MA.

GOLDBERG C.J., FOGARTY E.E., MOORE D.P., DOWLING F.E. (1997). Scoliosis and developmental theory : adolescent idiopathic scoliosis. Spine, 22 (19), 2228-2237.

GOODALL C.R. (1991). Procrustes methods in the statistical analysis of shapes. J. of Royal Statistical Society B, 53, 285-339.

GOWER J.C. (1975). Generalized Procrustes analysis. Psychometrika, 40, 33-51.

GRAF H. (1999). Analyse tridimensionnelle de la scoliose. Rachis, v.11, 19-34.

HELLSTROM G., IRSTAM L., NACHEMSON A. (1983). Reduction of radiation dose in radiologic examination of patients with scoliosis. Spine, 8-1.

HO E.K.W, UPADHYAY S.S, FERRIS L., CHAN F.L., BACON-SHONE J., HSU L.C.S, LEONG J.C.Y. (1993). New methods for measuring vertebral rotations from computed tomographic scans. Spine, 18-7, 771-774.

- HOLLAND J.H. (1975). Adaptation in natural and artificial systems. University of Michigan Press, Ann Arbor.
- HORN B.K.P. (1987). Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions. J. of the Optical Society of America, 4-4, 629-642.
- KALIFA G., BOUSSARD J.M. (1996). L'appareillage de radiologie numérique dit Charpak. J. Radiol., 77:85.
- KAPANDJI I.A. (1986). Physiologie articulaire. Tome III : tronc et rachis. Editions Maloine, Paris.
- KASS M., WITKIN A., TERZOPOULOS D. (1988). Snakes : Active contour models. International Journal of Computer Vision, 321-331.
- KEIM H.A., HENSINGER S.N. (1989). Spinal deformities : scoliosis and kyphosis. Clinical Symposia, 41-4.
- KERVANN C., HEINTZ F. (1999). Statistical deformable model-based segmentation of image motion. IEEE Trans. Im. Proc., 8-4, 583-588.
- KLING T.F., COHEN M.J., LINDSETH R.E. et PAUL DE ROSA G. (1990). Digital radiography can reduce scoliosis X-ray exposure. Spine, 15, 880-885.
- KITA Y. (1996). Elastic-model driven analysis of several views of a deformable cylindrical object. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 18-12, 1150-1162.

KOHASHI Y., MASAYOSHI O., SUGIOKA Y. (1996). A new method using top views of the spine to predict the progression of curves in idiopathic scoliosis during growth. Spine, 21-2, 212-217.

KOTCHEFF A.C.W., TAYLOR C.J. (1997). Automati construction of eigenshape models by genetic algorithm. Proc. International Conference on Information Processing in Medical Imaging, Lecture notes in Computer Science, 1230, 1-14.

LABELLE H., DANSEREAU J., BELLEFLEUR C., JÉQUIER J.C. (1995). Variability of geometric measurements from three-dimensional reconstructions of scoliotic spines and rib cages. Eur Spine J., 4, 88-94

LAPORTE S. (2002). Reconstruction 3D du squelette humain pour la biomécanique par radiographie biplane à dose minimale d'irradiation. Thèse de doctorat, Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers, Paris, France.

LEBLANC G. (1999). Validation du programme de reconstruction géométrique 3D de la cage thoracique de patients scoliotiques par stéréoradiographie. Rapport de stage. LIS3D, Hôpital Sainte-Justine de Montréal.

LOOG M., GINNEKEN B.V., VIERGEVER M.A. (2003). Segmenting the posterior ribs in chest radiographs by iterated contextual pixel classification. SPIE Medical Imaging, in press.

LORENSEN W.E., CLINE H.E. (1987). Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. Computer Graphics, 21-4, 163-169.

LORENZ C., KRAHNSTOVER N. (2000). Generation of point-based 3D statistical shape models for anatomical objects. Computer Vision and Image Understanding, vol. 77, pp.175-191.

LOTJONEN J., MAGNIN I.E., NENONEN J., KATILA T. (1999). Reconstruction of 3-D geometry using 2-D profiles and a geometric prior model. IEEE Transactions on medical imaging, 18, 992-1002

MARCIL E. (1996). Incorporation du déplacement du patient dans la reconstruction radiographique 3D de la cage thoracique et du rachis humain. Mémoire de maîtrise en sciences appliquées, École Polytechnique de Montréal, Canada.

MARZAN G.T. (1976). Rational design for close-range photogrammetry. Thèse de doctorat, University of Illinois at Urbana-Champaign, USA.

MIGNOTTE M., COLET C., PEREZ P., BOUTHEMY P. (2000). Hybrid genetic optimization and statistical model-based approach for the classification of shadow shapes in sonar imagery. IEEE Trans. Patt. Anal. Mach. Int., 22-2, 129-141

MITTON M., LANDRY C., VERON S., SKALLI W., LAVASTE F., DE GUISE J.A. (2000). A 3D reconstruction method from biplanar radiography using non stereocorresponding points and elastic deformable meshes. Med. Biol. Eng. Comput., 38, 133-139.

MITULESCU A., SEMAAN I., DE GUISE J., LEBORGNE P., ADAMSBAUM C., SKALLI W. (2001). Validation of the non-stereocorresponding points stereoradiographic 3D reconstruction technique. Medical and Biological Engineering and Computing, 39, 152-158.

MOE J.H., WINTER R.B., BRADFORD D.S. et LONSTEIN J.E. (1978). Classification and terminology. Scoliosis and other spinal deformities. W.B.Saunders Company, Toronto, 7-12.

MOLINA M.C., PRAUSE G.P.M., RADEVA P., SONKA M. (1998). 3D catheter path reconstruction from biplane angiograms. SPIE Medical Imaging, Feb 21-27, San Diego, USA, in HANSON K.M. Im. Proc., SPIE Proceedings, Bellingham, 3338, 504-512.

MONTAGNAT J., DELINGETTE H., AYACHE N. (2001). A review of deformable surfaces : topology, geometry and deformation. Image and Vision Computing, 19, 1023-1040.

NETTER F.H., HANSEN J.T. (2003). Atlas of human anatomy. 3rd edition, Novartis Medical Education, 590p.

PARENT S. (2003). Analyse morphométrique de specimens anatomiques scoliotiques. Thèse de Ph.D., Département de sciences biomédicales, Faculté de médecine, Montréal.

PERDRIOLLE R. (1979). Description et constitution des déformations anatomiques. La scoliose. Son étude tridimensionnelle. Paris, Maloine S.A. Editeur, 97-102.

PERDRIOLLE R., BECCHETTI S., VIDAL J., LOPEZ P. (1993). Mechanical process and growth of cartilages. Essential factors in the progression of scoliosis. Spine, 18, 343-349.

PETIT Y., DANSEREAU J., LABELLE H., DE GUISE J.A. (1998). Estimation of 3D location and orientation of human vertebral facet joints from standing digital radiographs. Med. Biol. Eng. Comput., 36, 389-394.

POPE M.H. STOKES I.A.F, MORELAND M. (1984). The biomechanics of scoliosis. CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering, 11, 157-188.

ROBERTS S.B., CHEN P.H. (1972). Global geometric characteristics of typical human ribs. J. Biomech., 5, 191-201.

ROSIN P.L. (1994). Grouping curved lines. 5th British Machine Vision Conf., York, 265-274.

STOKES I.A.F. (1994). Three-dimensional terminology of spinal deformity : a report presented to the Scoliosis Research Society working group. Spine, 19, 236-248.

TROCHU F. (1993). A contouring program based on dual kriging interpolation. Engineering with Computers. 9, 160-177.

VAITON M. (2000) Reconstruction rapide en trois dimensions de colonnes vertébrales scoliotiques à partir d'images radiographiques. Mémoire de maîtrise en sciences appliquées, École Polytechnique de Montréal, Canada.

VEISTERA H., LOTJONEN J., KATILA T. (2001). Reconstructing 3D Boundary Element Heart Models from 2D Biplane Fluoroscopy. First International Workshop on Functional Imaging and Modeling of the Heart, November 15 - 16th, Helsinki, Finland.

VICECONTI M., ZANNONI C., TESTI D.,CAPPELLO A. (1999). CT data-set surface extraction for biomechanical modelling of long bones. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 59, 159-166.

WHITE A.A., PANJABI M.M. (1990). Clinical biomechanics of the spine. 2nd edition, JB Lippincott Company, Philadelphia, USA, 722p.

ANNEXE I - RECONSTRUCTION DLT (MARZAN, 1976)

La technique de reconstruction DLT a été formulée par Abdel-Aziz et Karara (1971) et résolue par Marzan (1976). Une radiographie standard est une projection d'un objet dans un plan image. Le centre de la projection est la source des rayons X émis S . Soit P le projeté d'un point M selon la ligne de visée SM (Fig. I.1). Alors S , M , et P sont colinéaires et on peut écrire :

$$\vec{SP} = \begin{pmatrix} x - x_0 \\ y - y_0 \\ -c \end{pmatrix}_{Rima} \quad \vec{SM} = \begin{pmatrix} X - X_0 \\ Y - Y_0 \\ Z - Z_0 \end{pmatrix}_{Robj} \quad \vec{SP} = \lambda \vec{SM}$$

où $Rima$ est le repère associé au plan image et $Robj$ le repère associé à l'objet 3D.

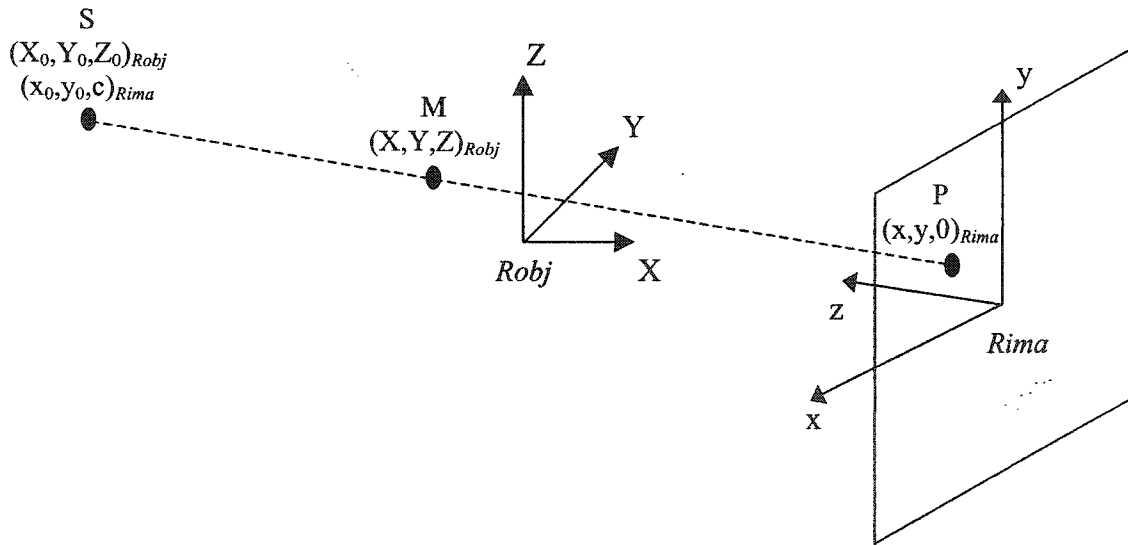


Figure I.1 - Illustration de l'environnement de calibrage DLT

La matrice de transformation du repère *Robj* au repère *Rima* est définie par neuf coefficients et on peut écrire :

$$\begin{pmatrix} x - x_0 \\ y - y_0 \\ -c \end{pmatrix} = \lambda \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} X - X_0 \\ Y - Y_0 \\ Z - Z_0 \end{pmatrix}$$

Deux facteurs d'échelle sont introduits pour prendre en considération les échelles selon x et y :

$$\vec{SP} = \begin{pmatrix} f_x(x - x_0) \\ f_y(y - y_0) \\ -c \end{pmatrix} \quad \text{et on pose} \quad c_x = \frac{c}{f_x} \quad c_y = \frac{c}{f_y}$$

Alors l'équation matricielle peut s'écrire sous la forme du système suivant:

$$\begin{cases} x = \frac{L_1 X + L_2 Y + L_3 Z + L_4}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1} \\ y = \frac{L_5 X + L_6 Y + L_7 Z + L_8}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1} \end{cases} \quad \text{où} \quad \begin{aligned} L &= -(m_{31}X_0 + m_{32}Y_0 + m_{33}Z_0) \\ L_1 &= (x_0 m_{31} - c_x m_{11}) / L \\ L_2 &= (x_0 m_{32} - c_x m_{12}) / L \\ L_3 &= (x_0 m_{33} - c_x m_{13}) / L \\ L_4 &= x_0 + c_x (m_{11}X_0 + m_{12}Y_0 + m_{13}Z_0) / L \\ L_5 &= (y_0 m_{31} - c_y m_{21}) / L \\ L_6 &= (y_0 m_{32} - c_y m_{22}) / L \\ L_7 &= (y_0 m_{33} - c_y m_{23}) / L \\ L_8 &= y_0 + c_y (m_{21}X_0 + m_{22}Y_0 + m_{23}Z_0) / L \\ L_9 &= m_{31} / L \\ L_{10} &= m_{32} / L \\ L_{11} &= m_{33} / L \end{aligned}$$

La 11 paramètres DLT L_I à L_{11} définissent alors entièrement la transformation pour un environnement radiologique donné et sont calculés à l'aide d'un objet de calibrage.

ANNEXE II - GENERALIZED PROCRUSTES ANALYSIS (GOWER, 1975; GOODALL, 1991)

L'analyse de la variabilité géométrique d'un objet à parti d'un ensemble d'exemples de cet objet nécessite l'alignement de ces derniers dans un repère commun. Il s'agit donc de déterminer les paramètres de transformation rigide et le facteur d'échelle à appliquer à un objet de manière à l'ajuster à un autre objet pris pour référence.

L'algorithme GPA (Generalized Procrustes Analysis) est un algorithme de type moindres carrés qui à chaque étape estime les translations T_x , T_y (et T_z dans le cas 3D), les rotations R_x , R_y (et R_z dans le cas 3D) et le facteur d'échelle isotropique k à appliquer pour minimiser la somme des carrés des distances point à point entre l'objet considéré et l'objet de référence. L'alignement d'un ensemble d'objets consiste à aligner chaque objet sur l'objet moyen (référence), à recalculer l'objet moyen et à itérer le processus comme représenté ci-dessous (Fig. II.1).

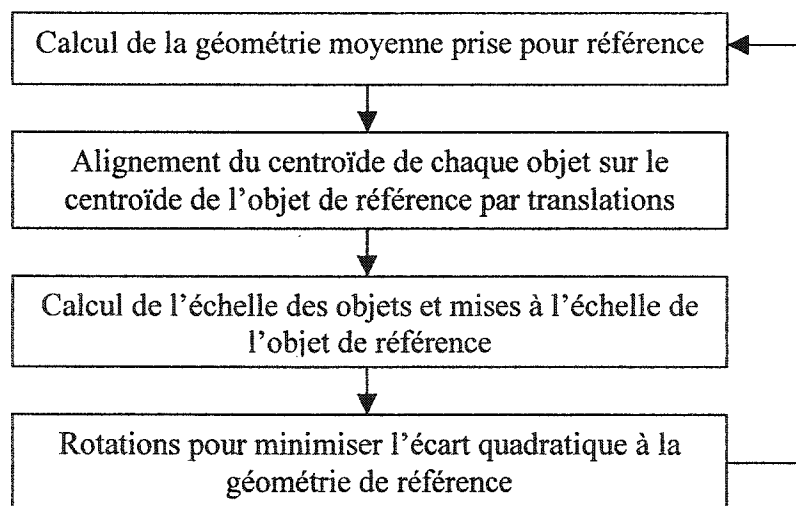


Figure II.1 - Algorithme GPA : alignement d'un ensemble d'objets

Les équations impliquées dans l'alignement d'un objet sur un autre sont détaillées ci-dessous. Soit deux objets s_1 (pris pour référence) et s_2 (à aligner sur s_1) représentés par N points p de coordonnées x, y et z .

- Calcul des centroïdes c_1 et c_2 des objets deux objets et alignement du centroïde de s_2 sur celui de s_1 par translation :

$$c_{1,2} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N p_i \quad \text{et} \quad s_2 = s_2 - c_2 + c_1$$

Les coordonnées de c_1 sont notées x_c, y_c et z_c par la suite.

- Calcul des échelles k_1 et k_2 . L'objet s_2 est ensuite ramené à l'échelle de s_1 :

$$k_{1,2} = \sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - x_c)^2 + (y_i - y_c)^2 + (z_i - z_c)^2} \quad \text{et} \quad s_2 = \frac{s_2}{k_2} k_1$$

- Calcul de la matrice de rotation Rot à appliquer à s_2 . La matrice $s_1^T s_2$ est d'abord décomposée en valeurs singulières sous la forme : $s_1^T s_2 = USV^T$. Alors, la matrice de rotation s'écrit (Gower, 1975) :

$$Rot = V \cdot \text{signe}(S) \cdot U^T$$

La forme s_2 alignée sur s_1 s'obtient alors simplement :

$$s_2 = s_2 \cdot Rot$$

ANNEXE III - DESCRIPTION D'UN MODÈLE SURFACIQUE DE CÔTE (DE GUISE ET MARTEL, 1988)

Une série de modèles surfaciques 3D de côtes a été développée en 1995 au LIS3D (Hôpital Sainte-Justine de Montréal) par Yves Martel (De Guise et Martel, 1988). Ces modèles ne sont pas construits à partir des coupes tomographiques d'un spécimen sec, mais sur la base des mesures effectuées par Roberts et Chen (Roberts et Chen, 1972) sur les côtes d'une cage thoracique cadavérique. Ces chercheurs ont mesuré la géométrie elliptique (orientations et dimensions des petits axes et grands axes) de 8 à 10 sections transverses de chaque côte. Une primitive paramétrique unitaire de chaque côte a ensuite pu être construite à partir de ces données. Ces primitives sont décrites à l'aide du langage VRML sous la forme d'une surface composée de sommets et de polygones (Fig. III.1) :

- 2 points-extrémités (les premier et dernier points de la ligne médiane) et 30 sections de 15 sommets chaque section ayant été interpolée à partir des mesures des auteurs. En tout, 452 sommets représentent donc la surface de la côte.
- 2 surfaces-extrémités composée chacune de 15 triangles et 29 séries de 30 triangles soit exactement 900 triangles par côte.

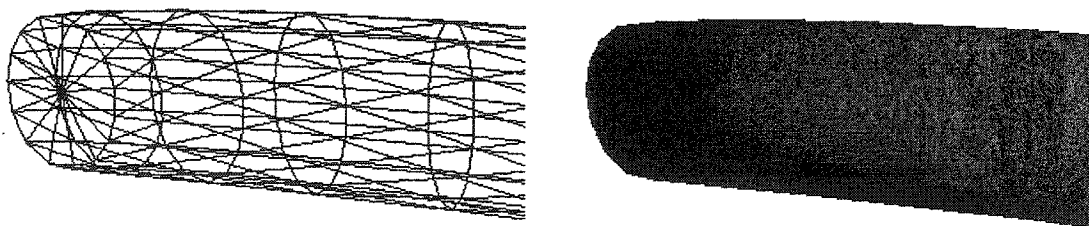


Figure III.1 - Détail de la tête costale d'un modèle surfacique de côte

Les primitives décrites ci-dessus peuvent être ajustées à une ligne médiane de côte quelconque. Pour cela, une courbe d'ordre 3 est ajustée par moindres carrés aux 30 points médians et un plan normal à la ligne médiane est calculé en chacun des points. D'autre part un plan moyen est ajusté à chaque côte. Le plan moyen global et la série de plans normaux définissent un ensemble de 30 repères locaux.

Le calcul de la transformation à appliquer aux primitives précédemment construites s'effectue comme suit. 16 points équidistants sont construits sous forme de 4 rangées et 4 colonnes dans chaque plan normal avec un des côtés du carré aligné sur le plan moyen de la côte. 16 courbes de degré 3 sont ajustées aux points correspondants de chaque plan normal. Cette série de courbes polynomiales est convertie en hyper-patches de Bézier en utilisant la matrice de conversion suivante (Cook) :

$$\frac{1}{3} \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 & 3 \\ 0 & 0 & 1 & 3 \\ 0 & 1 & 2 & 3 \\ 3 & 3 & 3 & 3 \end{pmatrix}$$

Finalement, les paramètres de Bézier ainsi calculés sont appliqués aux primitives anatomiques de chaque côte pour produire un modèle surfacique personnalisé de côte.

ANNEXE IV - EXTRACTION DE SILHOUETTE 3D (AMANDJULES ET BALLARA, 1999)

Soit un modèle surfacique composé de N_s sommets et N_f faces et une source ponctuelle S définissant une ligne de visée L . L'algorithme classique décrit ci-dessous procède en déterminant et en reliant l'ensemble des points où la normale et la ligne de visée forment un angle droit (produit scalaire nul). Il se décompose comme suit :

- Calcul de la normale n_i en chaque sommet du modèle en moyennant les normales des faces adjacentes ;
- Calcul des produits scalaires du vecteur de visée et les normales aux sommets ;
- Détermination des arêtes sur lesquelles se produisent les changements de signe du produit scalaire c'est-à-dire les arêtes sur lesquelles le produit scalaire s'annule. Pour une facette triangulaire, 0 ou 2 passages par 0 sont possibles (Fig. IV.1) ;
- Interpolation linéaire de la valeur du produit scalaire sur ces arêtes à partir des valeurs du produit scalaire aux deux sommets ;
- Connexion des segments de silhouettes en contours en cherchant les segments ayant des points en commun.

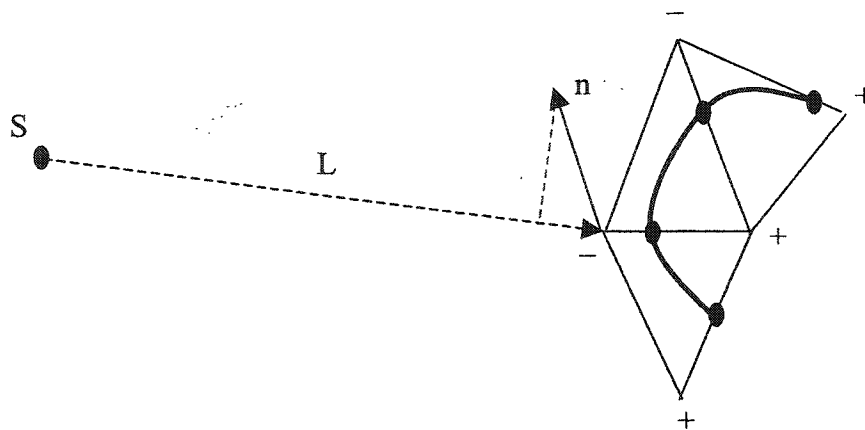


Figure IV.1 - Illustration de la construction de la silhouette d'un objet maillé

ANNEXE V - SYNTHÈSE DES RÉSULTATS DE L'ALIGNEMENT PAR GPA ET DE L'ACP DES BASES D'APPRENTISSAGE

Lors de la phase d'alignement, le critère permettant de mesurer l'alignement de chaque côte par rapport à la côte moyenne de la base d'apprentissage est la distance moyenne point à point à cette côte moyenne. L'évolution moyenne de ce critère pour chaque base d'apprentissage est résumée ci-dessous (Tab. V.1). Ces résultats viennent compléter ceux déjà présentés pour la côte 6 droite au paragraphe 3.1.1.

Tableau V.1 - Moyenne sur l'ensemble des côtes de chaque base d'apprentissage des distances point à point moyennes à la côte moyenne en fonction du nombre d'itérations de l'algorithme d'alignement

Niveau thoracique		Critère moyen (mm) en fonction du nombre d'itérations					
		0	1	2	3	10	20
C1	droite	10,6	3,7	3,7	3,6	3,4	3,1
	gauche	10,8	4,0	3,9	3,9	3,6	3,2
C2	droite	13,5	4,8	4,8	4,8	4,6	4,4
	gauche	13,3	4,5	4,4	4,4	4,2	4,1
C3	droite	14,9	4,9	4,9	4,9	4,7	4,6
	gauche	14,9	5,2	5,1	5,1	5,0	4,8
C4	droite	15,9	5,2	5,1	5,1	5,0	4,9
	gauche	16,1	5,5	5,5	5,5	5,4	5,3
C5	droite	16,4	5,5	5,5	5,5	5,4	5,3
	gauche	16,9	5,7	5,7	5,7	5,5	5,4
C6	droite	17,0	5,8	5,8	5,8	5,6	5,5
	gauche	16,8	5,8	5,8	5,8	5,7	5,5
C7	droite	17,4	5,9	5,9	5,8	5,7	5,6
	gauche	17,2	5,9	5,8	5,8	5,7	5,6
C8	droite	17,7	5,9	5,8	5,8	5,7	5,6
	gauche	17,2	5,7	5,7	5,7	5,6	5,4
C9	droite	17,7	5,6	5,6	5,6	5,4	5,3
	gauche	16,8	5,3	5,3	5,3	5,2	5,1
C10	droite	17,4	5,1	5,1	5,1	4,9	4,7
	gauche	16,7	4,9	4,9	4,9	4,8	4,6

Pour l'ensemble des côtes, une seule itération est suffisante pour faire converger l'algorithme vers une base d'apprentissage alignée relativement stable : l'alignement en rotations autour de la tête costale et la mise à échelle de l'ensemble des côtes est donc réalisé. Remarquons que les écarts à la côte moyenne sont globalement moins importants pour les côtes des niveaux supérieurs que pour les niveau thoraciques inférieurs. Ce phénomène s'explique :

- par la plus petite taille de ces côtes : pour une même qualité d'alignement, les distances mesurées par rapport à la côte moyenne sont logiquement plus petites que pour les côtes inférieures plus grandes ;
- par leur moins grande variabilité géométrique par rapport à la côte moyenne : la qualité de l'alignement rigide est alors meilleure que pour les côtes inférieures car les côtes supérieures sont moins déformées par rapport à la cote moyenne.

Les proportions cumulées de la variance totale expliquées par les premiers modes propres de chaque modèle déformable de côte sont également synthétisées dans le tableau V.2. Trois modes suffisent à exprimer 80 à 90 % de l'information initialement présente dans chaque base d'apprentissage.

Les différences constatées dans le pourcentage atteint avec les trois premiers modes de déformation entre les premiers niveaux thoraciques et les suivants proviennent de la moins bonne qualité des reconstructions DLT classiques des premières côtes dans la base de données de l'Hôpital Sainte-Justine. En effet, ces côtes sont nettement moins visibles dans les clichés radiographiques. Cette erreur de reconstruction plus importante sur les lignes médianes des côtes supérieures dans la base de données exploitée gêne l'analyse statistique de la variabilité géométrique costale liée à la déformation scoliothique.

Tableau V.2 - Pourcentages cumulés de la variance totale expliquée par les 3 premiers modes propres pour chaque côte

Niveau thoracique		Pourcentages cumulés de la variance totale expliquée		
		Vecteur Φ_1	Vecteur Φ_2	Vecteur Φ_3
C1	droite	54,86 %	70,95 %	80,03 %
	gauche	52,71 %	71,99 %	80,41 %
C2	droite	58,59 %	77,77 %	88,02 %
	gauche	62,38 %	81,33 %	88,54 %
C3	droite	58,71 %	80,67 %	86,85 %
	gauche	63,09 %	83,82 %	89,30 %
C4	droite	59,53 %	83,71 %	88,81 %
	gauche	64,40 %	84,37 %	91,00 %
C5	droite	63,09 %	85,42 %	90,59 %
	gauche	63,53 %	83,42 %	90,15 %
C6	droite	67,28 %	86,92 %	91,30 %
	gauche	64,54 %	84,15 %	90,12 %
C7	droite	70,54 %	86,93 %	91,24 %
	gauche	66,53 %	83,11 %	88,91 %
C8	droite	69,43 %	86,27 %	90,49 %
	gauche	65,01 %	80,85 %	87,40 %
C9	droite	69,39 %	86,99 %	90,78 %
	gauche	68,49 %	81,84 %	87,84 %
C10	droite	71,12 %	86,52 %	90,68 %
	gauche	43,29 %	71,04 %	89,27 %