



Contribution à l'automatisation du traitement des radiographies du système ostéoarticulaire pour la modélisation géométrique et l'analyse clinique

Ludovic Humbert

► To cite this version:

Ludovic Humbert. Contribution à l'automatisation du traitement des radiographies du système ostéoarticulaire pour la modélisation géométrique et l'analyse clinique. Sciences du Vivant [q-bio]. Arts et Métiers ParisTech, 2008. Français. NNT : 2008ENAM0023 . pastel-00004241

HAL Id: pastel-00004241

<https://pastel.hal.science/pastel-00004241>

Submitted on 5 Dec 2008

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Ecole doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'Ingénieur

THÈSE

pour obtenir le grade de

Docteur

de

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité “BioMécanique”

*présentée et soutenue publiquement
par*

Ludovic HUMBERT

le 30 septembre 2008

**CONTRIBUTION A L'AUTOMATISATION DU TRAITEMENT
DES RADIOGRAPHIES DU SYSTÈME OSTÉOARTICULAIRE
POUR LA MODÉLISATION GÉOMÉTRIQUE ET L'ANALYSE CLINIQUE**

Directeur de thèse : Wafa SKALLI

Co-encadrement de la thèse : Jacques A. De GUISE

Jury :

Jean MEUNIER, Professeur, DIRO, Université de Montréal (Canada)
Lalaonirina RAKOTOMANANA RAVELONARIVO, Professeur, IRMAR, Rennes
Keyvan MAZDA, Professeur, CHU Robert Debré, Paris
Jeremy FAIRBANK, Professeur, Hôpital Saint Luke, Oxford (Royaume-Uni)
Jacques A. De GUISE, Professeur, LIO, ÉTS, Montréal (Canada)
Wafa SKALLI, Professeur, LBM, ENSAM, Paris
David MITTON, Professeur, LBM, ENSAM, Paris
Jean DUBOUSSET, Professeur, Hôpital Saint Vincent de Paul, Paris

Président
Rapporteur
Rapporteur
Examineur
Examineur
Examineur
Membre invité
Membre invité

Laboratoire de BioMécanique
ENSAM, CER de Paris

*L'ENSAM est un Grand Etablissement dépendant du Ministère de l'Education Nationale, composé de huit centres :
AIX-EN-PROVENCE ANGERS BORDEAUX CHÂLONS-EN-CHAMPAGNE CLUNY LILLE METZ PARIS*

CONTRIBUTION A L'AUTOMATISATION DU TRAITEMENT DES RADIOGRAPHIES DU SYSTÈME OSTÉOARTICULAIRE POUR LA MODÉLISATION GÉOMÉTRIQUE ET L'ANALYSE CLINIQUE

Pour comprendre et diagnostiquer des pathologies telles que la scoliose qui affectent l'organisation spatiale de notre squelette, il est essentiel d'aborder ces problématiques en trois dimensions. Dans le cadre de leur collaboration franco-canadienne, le *Laboratoire de Biomécanique* et le *Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie* ont développé des méthodes de reconstruction 3D du squelette à partir de radiographies biplanes, notamment à partir du système de radiographie base dose EOS (*Biospace Med*, Paris). Ces techniques permettent une analyse clinique globale du patient, en position debout et avec très peu d'irradiations. Néanmoins, le temps de reconstruction reste contraignant pour une utilisation en routine clinique.

L'objectif de cette thèse est donc de progresser dans l'automatisation des méthodes de reconstruction 3D à partir de radiographies biplanes. Les méthodes développées seront appliquées au rachis thoracique et lombaire, dans le contexte spécifique de l'étude de la scoliose.

Une méthode de reconstruction s'appuyant sur une description paramétrée du rachis et sur des inférences statistiques longitudinales et transversales a été proposée et évaluée. Cette méthode permet, à partir de la saisie opératoire de quelques repères anatomiques dans les radiographies, d'obtenir très rapidement (2min 30s) une reconstruction 3D pré-personnalisée du rachis ainsi que des paramètres cliniques dédiés au diagnostic de la scoliose. Une reconstruction 3D plus précise peut être obtenue en un temps relativement réduit (10min) à partir d'ajustement opérateurs du modèle, qui s'auto-améliore par inférences au fur et à mesure des retouches.

Afin de poursuivre la semi-automatisation de cette méthode, des techniques de recalage 2D/3D par traitement d'image, basées sur la segmentation des radiographies mais également sur des mesures de similarités entre des radiographies simulées et les clichés réels ont été proposées. Ces algorithmes s'appuient sur des modèles pseudo-volumiques de vertèbres, plus réalistes que les modèles surfaciques couramment utilisés. Les techniques de recalage ont été intégrées dans le protocole de reconstruction utilisant une description paramétrée du rachis et des inférences, pour proposer et évaluer une nouvelle méthode de reconstruction.

Ce travail de thèse ouvre des perspectives concrètes en termes d'utilisation de telles méthodes en routine clinique et permet de poser des bases importantes pour automatiser les méthodes de reconstruction 3D à partir de radiographies biplanes de l'ensemble du squelette.

Mots clés: *Radiographies biplanes, rachis, scoliose, reconstruction 3D, modèle paramétré, inférences statistiques transversales et longitudinales, modèle pseudo-volumique, recalage 2D/3D, traitement d'image*

SEMI-AUTOMATION OF SKELETON X-RAYS PROCESSING FOR GEOMETRICAL MODELLING AND CLINICAL ANALYSIS

Study and diagnosis of skeleton deformities such as scoliosis require a three-dimensional approach allowing bones' position and geometry analysis. The *Laboratoire de Biomécanique* (Paris, France) and the *Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie* (Montréal, Canada) have developed 3D reconstruction methods of skeleton from biplanar X-rays, especially from the low dose imaging device EOS (*Biospace med*, Paris, France). These methods allow a global 3D analysis of the patient, in standing position with a low radiation dose. However the reconstruction time remains too important for a routine clinical use.

The purpose of this Ph.D. thesis is to progress in automation of 3D reconstruction methods from biplanar X-rays. The proposed approaches will be applied to thoracic and lumbar spine for scoliosis study and diagnosis.

A reconstruction method based on parametric models relying on longitudinal and transversal statistical inferences was proposed and evaluated. This method gives very quickly (2min 30s), from a few identifications of anatomical landmarks in the X-rays, a first estimate of the subject-specific model of the spine with clinical measurements dedicated to scoliosis diagnosis. If necessary, a more accurate 3D subject-specific model may be obtained in a reduced reconstruction time (10min) from operator adjustments of the model which auto-improves as soon as the model is corrected.

To go further into automation, 2D/3D registration methods using image processing were proposed. Both segmentation based and intensity based algorithms (similarity between digitally reconstructed radiographs and the X-rays) were developed. These approaches rely on pseudo-volumic models which are more realistic than commonly-used models based on surfaces. The registration methods were integrated into the reconstruction process based on parametric models and inferences to propose and evaluate a new reconstruction method.

This Ph.D. thesis led to the development of fast and efficient methods for a routine clinical use and provides important bases for automation of reconstruction methods from biplanar X-rays of the whole skeleton.

Keywords: *Biplanar X-rays, spine, scoliosis, 3D reconstruction, parametric model, transversal and longitudinal statistical inferences, pseudo-volumic model, 2D/3D registration, image processing*

REMERCIEMENTS

Mes premiers remerciements se tournent vers le Professeur Wafa Skalli, directrice du *Laboratoire de Biomécanique (LBM)*, qui a dirigé ces travaux de thèse et m'a transmis sa passion pour la recherche. Votre regard critique et vos conseils avisés ont été les ingrédients indispensables à l'aboutissement de ce travail.

Je remercie également le Professeur Jacques A. De Guise, codirecteur de cette thèse, pour m'avoir accueilli pendant un an à Montréal au *Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO)*. Cette expérience restera inoubliable pour moi. Votre disponibilité, votre écoute attentive et vos conseils pertinents m'ont beaucoup aidé.

Pour m'avoir apporté l'ouverture clinique indispensable à un tel travail de thèse, je souhaite remercier très chaleureusement le Professeur Jean Dubousset et le Docteur Stefan Parent. Je remercie également le Professeur David Mitton et Monsieur Sébastien Laporte. La rigueur scientifique avec laquelle vous exercez votre métier de chercheur est un exemple pour moi.

Un grand merci aux personnes membres du secrétariat, soutien indispensable au bon fonctionnement des laboratoires, Brigitte au *LIO* et Vanessa, Sabrina, Christophe et en particulier Soraya au *LBM*. Merci à Mohamed, pour nos discussions engagées et pour la tenue impeccable de la bibliothèque du *LBM* et à Elizabeth, qui pilote notre parc informatique d'une main de maître.

Bien sûr, ce travail de thèse n'aurait jamais pu aboutir sans cette sympathique équipe franco-qubécoise dans laquelle chacun apporte sa pierre indispensable à la construction de ce projet. J'adresse tout mes remerciements à Ramnada, Dominic, Benoît, Thierry, Neila, Aurélien, Yasmina, et également à Benj et Céd, mes acolytes de bureau, pour ces bons moments partagés ! Un grand merci de dernière minute à Erwan, à Emilie et à mes beaux parents pour la relecture de ce mémoire.

Plus largement, l'effervescence qui caractérise le *LBM* et la sérénité qui règne au *LIO* n'existerait pas sans les personnes qui composent ces établissements de recherche. Merci à vous tous pour votre sympathie !

Enfin, je remercie mes proches pour leur soutien inconditionnel. A mes parents, je vous remercie du fond du cœur pour m'avoir accompagné et soutenu pendant toutes ces années. A Christelle, merci de m'avoir supporté pendant ce long périple !

SOMMAIRE

REMERCIEMENTS	7
SOMMAIRE	11
INTRODUCTION GENERALE	17
CONTEXTE ET ANALYSE BIBLIOGRAPHIQUE	21
1 Anatomie	21
1 Anatomie descriptive du rachis sain	21
1.1 Le rachis	22
1.2 Les vertèbres	22
1.3 Le bassin	23
1.4 L'articulation intervertébrale	24
2 Les repères anatomiques	25
3 Le rachis scoliotique	25
3.1 Introduction	25
3.2 Les déformations scoliotiques	26
4 Paramètres cliniques	27
5 Conclusion intermédiaire	28
2 Reconstruction 3D par coupes sériées	30
1 La tomodensitométrie (ou scanner ou CT-scan)	30
1.1 Principe	30
1.2 Avantages et limites	31
2 L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)	31
2.1 Principe	31
2.2 Avantages et limites	32
3 Reconstruction 3D	33
3.1 Méthodes manuelles	33
3.2 Méthodes semi-automatiques et automatiques	34
(1) Méthodes utilisant la propagation des contours	34
(2) Méthodes s'appuyant sur la définition d'un volume d'intérêt réduit	34
(3) Méthodes s'appuyant sur des modèles	35
(4) Reconstruction 3D de plusieurs structures	35
4 Conclusion intermédiaire	36
3 La radiographie biplane	37
1 Principe général	37
2 Acquisition de radiographies bipanes à partir de systèmes conventionnels et calibration	37
3 Le système EOS	38
4 Conclusion intermédiaire	38
4 Méthodes de reconstruction 3D à partir de la radiographie biplane	39
1 Méthode de reconstruction 3D « SCP »	39
1.1 Description des méthodes	39
1.2 Evaluation des méthodes	40
1.3 Conclusion intermédiaire	41
2 Méthode de reconstruction 3D « NSCP » et « NSCC »	43
2.1 Description des méthodes	43
2.2 Evaluation des méthodes	45
2.3 Conclusion intermédiaire	45
3 Méthodes de reconstruction 3D semi-automatiques s'appuyant sur des modèles paramétrés et des techniques d'estimation	48
3.1 Principe général	48
3.2 Description des méthodes	49
(1) Modèle paramétré	49
(2) Initialisation des modèles paramétrés	49

(3)	Ajustement des modèles paramétrés pré-personnalisés	51
3.3	Evaluation des méthodes	51
3.4	Conclusion intermédiaire	52
4	Méthodes de reconstruction 3D s'appuyant sur des algorithmes de traitement d'image	54
4.1	Principe général	54
4.2	Description des méthodes	54
(1)	Modèles déformables par analyse en composante principale	54
(2)	Initialisation des modèles	56
(3)	Recalage par traitement d'image	57
4.3	Evaluation des méthodes	60
(1)	Méthodes s'appuyant sur la segmentation des radiographies	60
(2)	Méthodes s'appuyant sur des mesures de similarité	61
4.4	Conclusion intermédiaire	61
SYNTHESE ET OBJECTIFS DE LA THESE		65
TRAVAIL PERSONNEL		69
1	Reconstruction 3D du rachis à partir de modèles paramétrés et d'inférences statistiques longitudinales et transversales	71
1	Principe général de la méthode	71
2	Constitution de la base de données	71
2.1	Base de données de vertèbres	71
2.2	Base de données de rachis	72
3	Modèles paramétrés	73
3.1	Introduction	73
3.2	Modèle paramétré de vertèbre	74
3.3	Modèle paramétré du rachis	75
4	Inférences statistiques longitudinales et transversales	76
4.1	Principes mathématiques	76
(1)	Régression multilinéaire	76
(2)	Régression des moindres carrés partiels (PLS)	77
4.2	Inférences statistiques longitudinales	77
(1)	Régression multilinéaire	78
(2)	Régression des moindres carrés partiels (PLS)	80
(3)	Conclusion	81
4.3	Inférences statistiques transversales	81
(1)	Méthode et évaluation	82
(2)	Résultats et discussion	82
(3)	Conclusion	83
5	Matériel & Méthodes	85
5.1	Méthode de reconstruction	85
(1)	Principe général	85
(2)	Paramètres cliniques	87
5.2	Description détaillée de la méthode de reconstruction	87
(1)	Etape préliminaire : numérisation des descripteurs du bassin	87
(2)	Rachis niveau 1 : Modèle paramétré pré-personnalisé	88
(3)	Rachis niveau 2 : Modèle paramétré personnalisé	93
(4)	Implémentation	94
5.3	Evaluation de la méthode	95
(1)	Principes statistiques : fidélité, justesse et exactitude	95
(2)	Précision de forme	96
(3)	Reproductibilité de position, des paramètres cliniques et temps de reconstruction	97
6	Résultats	99
6.1	Précision de forme	99
6.2	Reproductibilité de position	101
6.3	Reproductibilité des paramètres cliniques	103
6.4	Temps de reconstruction	104
7	Discussion	104
7.1	Précision de forme	105
7.2	Reproductibilité de position	106
(1)	Intérêt de l'étude de reproductibilité	106

(2)	Reproductibilité de position	107
(3)	Comparaison à la littérature	107
7.3	Reproductibilité des paramètres cliniques	108
7.4	Temps de reconstruction	113
8	Conclusion	113
2	Modélisation pseudo-volumique des vertèbres	117
1	Contexte	117
1.1	Limites des modèles surfaciques	117
1.2	Introduction des modèles pseudo-volumiques	119
2	Radiographie simulée	120
2.1	L'atténuation des rayons X	120
2.2	Génération d'une radiographie simulée	121
3	Matériels & Méthodes	122
3.1	Principe du modèle pseudo-volumique	122
3.2	Création des modèles pseudo-volumiques	122
(1)	Surface externe	122
(2)	Epaisseurs d'os cortical	123
(3)	Création du modèle	126
3.3	Evaluation du modèle pseudo-volumique	127
(1)	Vérification des hypothèses de modélisation	127
(2)	Evaluation des radiographies simulées	128
(3)	Temps de génération des radiographies simulées	129
4	Résultats	129
(1)	Vérification des hypothèses de modélisation	129
(2)	Evaluation des radiographies simulées	130
(3)	Temps de génération des radiographies simulées	131
5	Discussion	131
5.1	Création du modèle	131
5.2	Evaluation du modèle	132
(1)	Vérification des hypothèses de modélisation	132
(2)	Evaluation des radiographies simulées	132
(3)	Temps de génération des radiographies simulées	134
6	Conclusion	134
3	Reconstruction 3D du rachis à partir d'un modèle paramétré, d'inférences statistiques et de recalage par traitement d'image	137
1	Introduction	137
2	Intégration des recalages par traitement d'image dans la méthode de reconstruction	138
3	Recalage des corps vertébraux à partir de la segmentation des radiographies	140
3.1	Principes de la méthode	140
3.2	Traitement des radiographies simulées à partir des modèles pseudo-volumiques	142
3.3	Segmentation des radiographies	143
3.4	Processus d'appariement - recalage	144
3.5	Conclusion intermédiaire	146
4	Recalage des pédicules en utilisant des mesures de similarité	147
4.1	Matériel & Méthodes	147
(1)	Principe de la méthode	147
(2)	Fenêtre de recherche et grille de déplacement	149
(3)	Déplacement du pédicule	149
(4)	Mesure de similarité	150
(5)	Carte des similarités	151
(6)	Optimisation	152
(7)	Déplacement 3D du pédicule	154
(8)	Evaluation de la méthode	155
4.2	Résultats et discussion	156
4.3	Conclusion intermédiaire	158
5	Evaluation de la méthode	159
5.1	Protocole de reconstruction (étape 2.1)	159
5.2	Reproductibilité de position et temps de reconstruction	159
(1)	Patients, analyses radiographiques et opérateurs	159
(2)	Evaluation de la position	160

(3) Temps de reconstruction	160
6 Résultats	160
6.1 Reproductibilité de position	160
6.2 Temps de reconstruction	161
7 Discussion	162
7.1 Reproductibilité de position	162
7.2 Temps de reconstruction	163
8 Conclusion	164
CONCLUSION GENERALE	167
PERSPECTIVES	169
PUBLICATIONS & COMMUNICATIONS	172
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	175
INDEX	183
ANNEXES	189
Annexe 1 : Définition des repères anatomiques	189
Annexe 2 : Estimation de la fidélité à partir d'une étude de reproductibilité	191
Annexe 3 : Estimation de l'accord entre les opérateurs à partir d'une étude de reproductibilité	192
Annexe 4 : Revue de littérature : mesures d'épaisseurs d'os cortical dans le corps vertébral	193
Annexe 5 : Revue de littérature : mesures d'épaisseurs d'os cortical dans les pédicules	195
Annexe 6 : Description détaillée de la méthode de recalage des corps vertébraux	196

INTRODUCTION GENERALE

Notre système ostéoarticulaire est une structure tridimensionnelle complexe. Pour comprendre et diagnostiquer les pathologies qui affectent l'organisation spatiale de notre squelette, il est essentiel d'aborder ces problématiques en trois dimensions. Cette constatation est d'autant plus vraie dans le cas de la scoliose, une pathologie qui entraîne des modifications de la morphologie de la colonne vertébrale dans différents plans de l'espace. Pour étudier ces pathologies du squelette, il est alors possible de s'appuyer sur des systèmes d'imagerie médicale permettant une analyse en trois dimensions.

La tomodensitométrie (CT-scan) et l'Imagerie par Résonnance Magnétique (IRM) sont des modalités d'imagerie couramment utilisées en milieu clinique pour étudier en 3D notre système musculosquelettique. Néanmoins, la plupart de ces systèmes d'imagerie proposent une acquisition en position couchée qui ne permet pas une analyse posturale des déformations. De plus, le CT-scan est une modalité particulièrement irradiante et l'IRM reste d'avantage dédiée à l'étude des tissus mous.

C'est pourquoi des systèmes permettant l'acquisition de radiographies biplanes ont été développés. En particulier, la collaboration entre le *Laboratoire de Biomécanique* (LBM, ENSAM-CNRS, Paris, France), le *Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie* (LIO, ÉTS-CRCHUM, Montréal, Canada), l'hôpital *Saint-Vincent de Paul* (AP-HP, Paris, France) et la société *Biospace Med* (Paris, France) a permis de mettre au point le système d'imagerie base dose EOS (Dubousset et al. 2005). Ce système permet l'acquisition simultanée de deux radiographies orthogonales du patient, en position debout et avec une faible dose d'irradiation.

A partir de ces systèmes de radiographies biplanes, des méthodes de reconstruction ont été développées afin de proposer une modélisation tridimensionnelle personnalisée du squelette. Les premières méthodes de reconstruction 3D s'appuient sur la saisie de quelques repères anatomiques pour proposer une représentation simplifiée des structures osseuses (Stokes et al. 1981; Pearcy 1985; Dansereau et al. 1988; Aubin et al. 1997; Gauvin et al. 1998). La saisie d'un nombre plus important de repères anatomiques a permis d'améliorer la précision et d'introduire une représentation détaillée morpho-réaliste des os (Veron 1997; Mitton et al. 2000; Mitulescu 2001; Mitulescu et al. 2001; Laporte 2002; Mitulescu et al. 2002; Laporte et al. 2003; Le Bras 2004; Mitton et al. 2006). Néanmoins, le temps de manipulation de ces méthodes reste trop contraignant pour envisager leur utilisation en

routine clinique. En effet, deux heures peuvent être nécessaires pour obtenir la modélisation 3D d'une colonne vertébrale.

Les équipes de recherche se sont alors penchées sur les questions de semi-automatisation des méthodes de reconstruction. Des approches basées sur des modèles paramétrés et des méthodes d'estimation ont permis, à partir de l'identification de quelques repères anatomiques, d'estimer des modèles paramétrés détaillés par des approches statistiques (Pomero et al. 2004; Baudoin 2007) ou par des techniques d'interpolation (Dumas et al. 2008). Ces méthodes ont permis de réduire considérablement le temps de reconstruction (entre 14 et 20 minutes pour reconstruire une colonne vertébrale (Pomero et al. 2004)). En revanche, ce type d'approche requiert la saisie systématique de repères anatomiques sur chacune des vertèbres (Pomero et al. 2004) ou ne permet pas un ajustement complet des modèles (Dumas et al. 2008).

En parallèle, des méthodes de reconstruction semi-automatiques s'appuyant sur des techniques de recalage par traitement d'image ont été développées (Fleute 2001; Benameur et al. 2003; Benameur et al. 2005; Mahfouz et al. 2006; Sadowsky et al. 2007). Ces méthodes utilisent des modèles déformables et des techniques de recalage basées sur la segmentation des radiographies ou sur des mesures de similarités. En revanche, ces méthodes requièrent une initialisation rapide, robuste et suffisamment proche de la solution recherchée. Cette étape reste assez délicate, notamment dans le cas de la reconstruction du rachis (Benameur et al. 2003; Benameur et al. 2005) où plusieurs objets « vertèbre » doivent être initialisés.

L'objectif de cette thèse est de progresser dans la semi-automatisation des méthodes de reconstruction à partir de radiographies biplanes. Les méthodes développées seront appliquées au rachis thoracique et lombaire, dans le contexte spécifique de l'étude de la scoliose.

Cette thèse débutera par des rappels de l'anatomie du rachis et des déformations tridimensionnelles entraînées par la scoliose. Puis nous présenterons les différents moyens d'imagerie médicale permettant l'étude de la colonne vertébrale en trois dimensions. Enfin, une revue de littérature permettra de présenter les différentes méthodes de reconstruction 3D à partir de radiographies biplanes et de faire le point sur l'état d'avancement de la semi-automatisation de ces techniques.

A partir du contexte et de cette étude bibliographique, les travaux de recherche développés dans le cadre de cette thèse seront les suivants :

- ✚ En première partie, nous proposerons et évaluerons une méthode de reconstruction semi-automatique du rachis s'appuyant sur des modèles paramétrés de rachis et de vertèbres et des inférences statistiques transversales et longitudinales. Cette méthode devra permettre une initialisation très rapide d'un premier modèle, dit « pré-personnalisé », à partir de laquelle une reconstruction personnalisée pourra être obtenue en un temps relativement réduit.
- ✚ Nous développerons ensuite des modèles pseudo-volumiques de vertèbres, une représentation nécessaire à la mise en place de techniques de semi-automatisation par traitement d'image.
- ✚ Enfin, en troisième partie, nous proposerons à partir des modèles pseudo-volumiques des algorithmes de recalage par traitement d'image. Ces algorithmes s'intégreront dans la méthode de reconstruction utilisant les modèles paramétrés et les inférences statistiques (proposée en première partie de ce travail). Une évaluation de cette nouvelle méthode, incluant modèles paramétrés, inférences statistiques et algorithmes de recalage par traitement des images, sera proposée.

CONTEXTE ET ANALYSE BIBLIOGRAPHIQUE

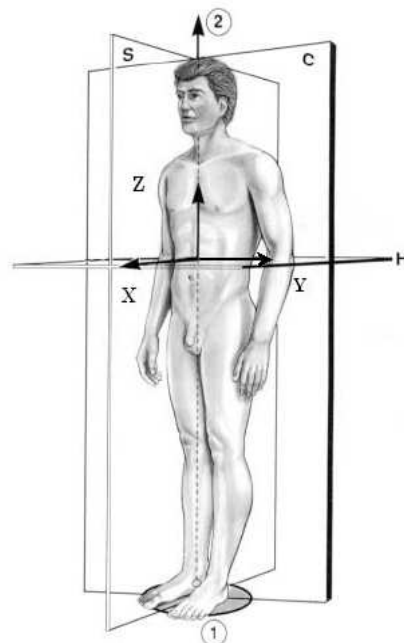
1 Anatomie

Cette première partie rappelle les notions fondamentales d'anatomie nécessaires à l'analyse de la colonne vertébrale. Nous commencerons par étudier l'anatomie du rachis sain, puis nous décrirons les différents repères d'analyse utilisés. Enfin nous nous pencherons sur les déformations particulières du rachis scoliotique.

1 Anatomie descriptive du rachis sain

Les plans de référence suivants sont couramment utilisés pour décrire l'anatomie du corps humain (Figure 1) :

- ✚ Le plan sagittal ($\vec{X}, \vec{Z}$) contient l'axe vertical gravitaire et définit le plan de symétrie droite – gauche,
- ✚ Le plan transversal (ou transverse ou horizontal) ($\vec{X}, \vec{Y}$) est orthogonal à la ligne de gravité,
- ✚ Le plan frontal (ou coronal) ($\vec{Y}, \vec{Z}$) est orthogonal aux deux précédents.



- 1 : Polygone de sustentation
- 2 : Ligne de gravité
- S : Plan sagittal
- H : Plan horizontal (ou transversal)
- C : Plan coronal (ou frontal)

Figure 1 : Repères globaux (Dubousset 1994)

1.1 Le rachis

Le rachis (ou colonne vertébrale) est une structure ostéoarticulaire qui vise à maintenir l'équilibre postural en positionnant la tête et le bassin au dessus du polygone de sustentation. Pour un rachis sain, cet empilement de vertèbres apparaît rectiligne dans le plan frontal et présente quatre courbures dans le plan sagittal (Figure 2) : une lordose cervicale, une cyphose thoracique, une lordose lombaire et une cyphose sacrée. Ces différentes courbures sont généralement formées par les empilements de 7 vertèbres cervicales, 12 vertèbres thoraciques, 5 vertèbres lombaires et 5 vertèbres sacrées fusionnées qui forment le sacrum.

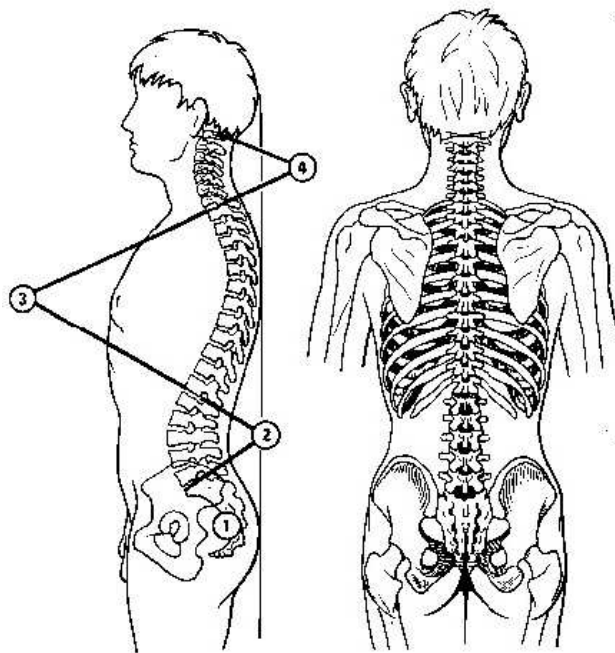


Figure 2 : Posture rachidienne (Kapanji 1986)

1.2 Les vertèbres

Malgré les différences que l'on peut observer entre les niveaux vertébraux, les vertèbres de C3 à L5 présentent une architecture générale identique (Figure 3). Elles se composent d'un corps vertébral (1), ensemble massif qui constitue la partie antérieure de la vertèbre. En arrière du corps vertébral, l'arc neural (2) regroupe les pédicules (8-9) et les lames vertébrales (10-11). Sur cet arc neural viennent se fixer deux apophyses transverses (5-6), un processus épineux (7) et quatre processus (ou facettes) articulaires.

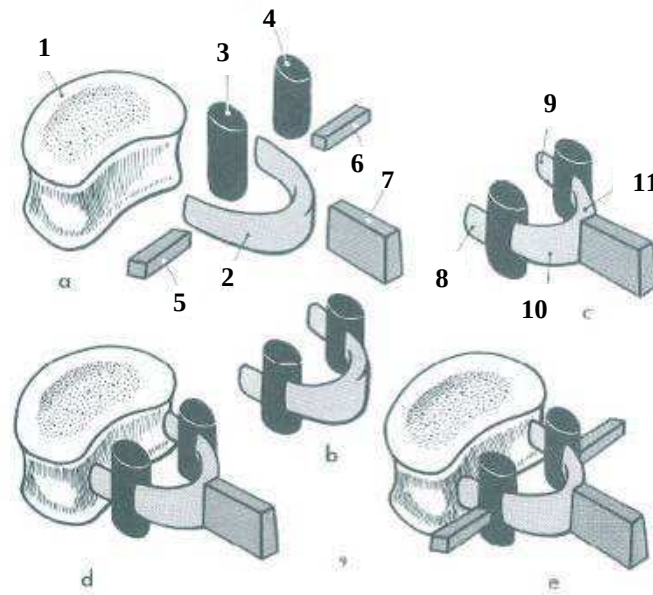


Figure 3: Structure d'une vertèbre (Kapanji 1986)

Une représentation des trois morphotypes de vertèbres (cervicales, thoraciques et lombaires) est proposée Figure 4 pour apprécier les différences de morphologies entre les niveaux vertébraux.

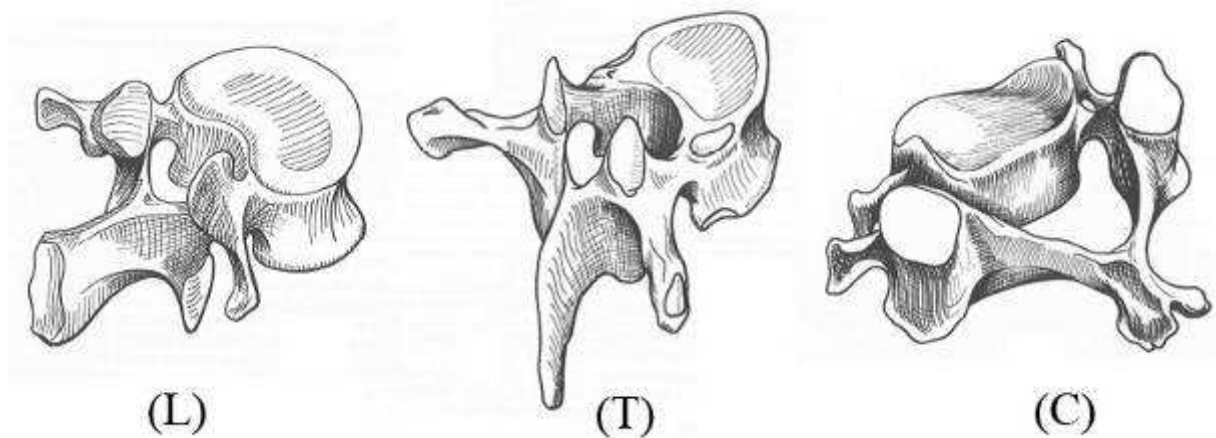


Figure 4 : Forme des vertèbres lombaires (L), thoraciques (T) et cervicales de type C3 à C7 (C) (Kapanji 1986)

1.3 Le bassin

Le bassin est le socle du tronc. Il supporte le rachis et réalise la transition avec les membres inférieurs. Il est composé du sacrum, des os iliaques gauche et droit et du coccyx (Figure 5). Au regard de son rôle dans la stabilité du tronc, le bassin peut être considéré comme une vertèbre pelvienne (Dubousset 1994).



Figure 5 : Le bassin ou vertèbre pelvienne (Kamina 1997)

1.4 L'articulation intervertébrale

Les vertèbres s'articulent par l'intermédiaire du disque intervertébral et des facettes articulaires inférieures et supérieures. Le disque intervertébral (Figure 6) est composé de deux parties, le nucleus pulposus (noyau gélatineux) et l'annulus fibrosus (anneau périphérique de fibres concentriques, obliques et croisées).

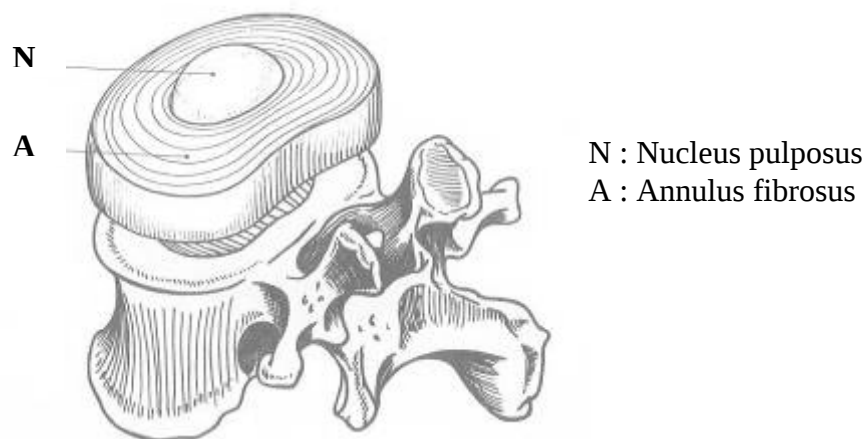


Figure 6 : Structure du disque intervertébral (Kapanji 1986)

La forme et l'orientation des facettes articulaires évoluent en fonction des niveaux vertébraux. Une capsule articulaire formée d'une membrane fibreuse et d'une membrane synoviale unit les facettes articulaires supérieures d'une vertèbre aux facettes articulaires inférieures de la vertèbre sus-jacente.

2 Les repères anatomiques

Stokes et la SRS (Scoliosis Research Society) (Stokes 1994) ont défini des repères anatomiques dédiés à l'analyse des déformations rachidiennes (Figure 7).

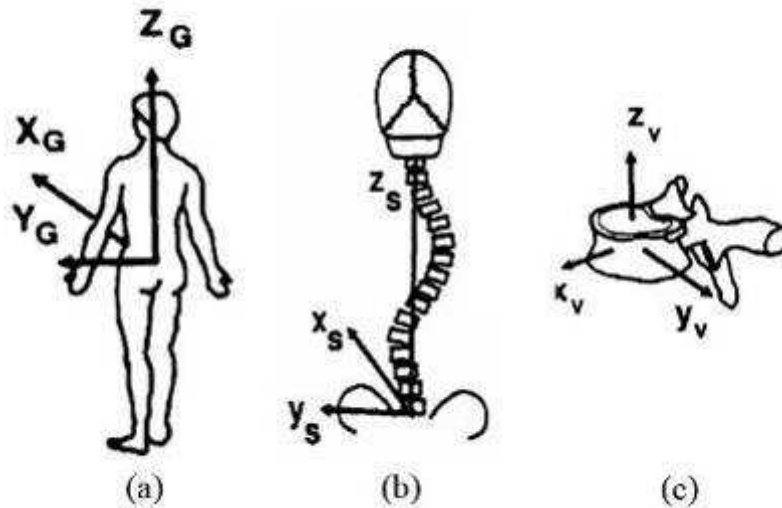


Figure 7 : Repères d'analyse des déformations du rachis (Stokes 1994)

- a) Repère global qui s'appuie sur la ligne de gravité et l'orientation du bassin
- b) Repère spinal basé sur le bassin et la vertèbre C7
- c) Repère local qui traduit la position et l'orientation d'une vertèbre

3 Le rachis scoliotique

3.1 Introduction

René Perdriolle décrit la scoliose comme une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale : « La scoliose est une courbe qui se développe dans l'espace. Celle-ci est due à un mouvement de torsion généralisé à tout le rachis. » (Perdriolle 1979).

2% de la population est atteinte de scoliose et 80% des sujets atteints sont des sujets féminins. Les causes de cette pathologie peuvent être neurologiques, congénitales ou dégénératives chez le sujet âgé mais dans la plupart des cas, la cause n'est pas clairement identifiée. C'est le cas de la scoliose dite « idiopathique » qui affecte l'enfant et l'adolescent pendant la période de la croissance. De nombreuses études ont cherché à établir l'étiologie de la scoliose idiopathique. Par exemple, plusieurs travaux expérimentaux mettent en avant le rôle de la glande pinéale (déficit en mélatonine) dans le développement de la scoliose (Dubousset 1992; Machida et al. 1999). L'origine de la scoliose apparaît aujourd'hui comme multifactorielle, associant des déséquilibres génétiques à des facteurs hormonaux, neurologiques, de croissance, ainsi qu'à des facteurs biomécaniques.

3.2 Les déformations scoliotiques

La scoliose entraîne des déformations tridimensionnelles qui perturbent la morphologie naturelle du rachis. Dans le plan frontal apparaissent une ou plusieurs courbures. La courbure est dite « fonctionnelle » si elle est réductible (par des tests d'inclinaison latérale par exemple) ou à l'inverse « structurale ». Une courbure structurale entraîne des courbures compensatoires qui visent à rétablir l'équilibre postural du sujet.

Les déformations entraînées par ces courbures sont assez complexes. Dans le plan frontal, certaines vertèbres présentent une déviation latérale importante alors que d'autres sont particulièrement inclinées. D'autre part, le mécanisme de torsion du rachis scoliotique entraîne des rotations vertébrales autour de l'axe $\bar{z}$ de leur repère local (Figure 7) que l'on appelle « rotations vertébrales axiales » (ou « intervertébrales axiales » lorsque l'on considère une vertèbre par rapport à une autre).

Chaque courbure (ou segment) est ainsi limitée par une zone jonctionnelle supérieure et une zone jonctionnelle inférieure (Figure 8). Cette zone caractérise « l'amorce » de la courbure et peut concerner une vertèbre ou un disque, présentant une inclinaison importante ainsi qu'une rotation intervertébrale élevée. Au sommet de la courbure se trouve la zone apicale qui se caractérise par une déviation latérale importante et une rotation vertébrale axiale élevée.

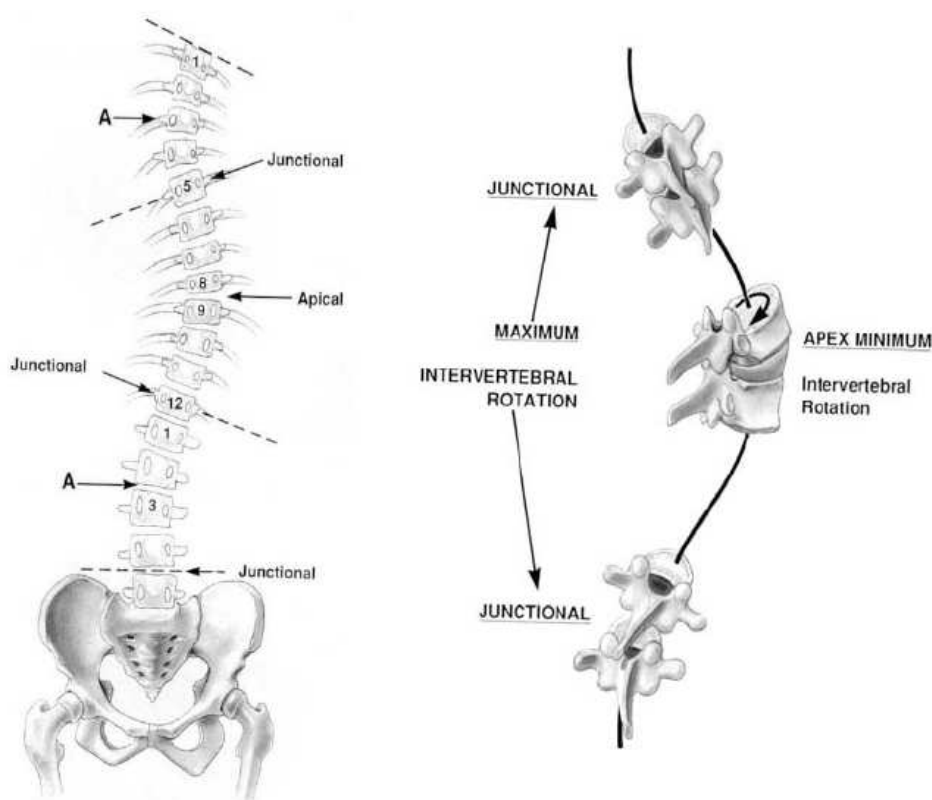


Figure 8 : Vertèbres stratégiques de la scoliose (Dubousset 1994)

A ces modifications de position et d'orientation viennent s'ajouter une déformation asymétrique des vertèbres particulièrement marquée en zone apicale, caractérisée par une cunéiformisation du corps vertébral, une asymétrie des pédicules et des apophyses transverses et une déviation de l'apophyse épineuse (Figure 9).

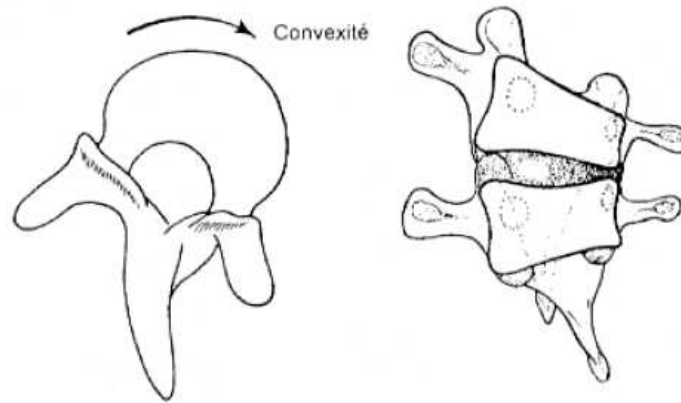


Figure 9 : Cunéiformisation des vertèbres (Rainaut 1994)

4 Paramètres cliniques

Les pathologies déformantes qui affectent la géométrie de la colonne vertébrale, et par extension de l'ensemble rachis – bassin, peuvent être quantifiées par différents paramètres cliniques. Ces mesures permettent de mesurer la position et l'orientation des structures osseuses dans différents plans de l'espace.

Les principales mesures utilisées pour le diagnostic de la scoliose, mais également des pathologies qui affectent la cyphose ou la lordose (Gille et al. 2007) sont détaillées ci-dessous.

Certains paramètres permettent de quantifier les courbures sagittales du rachis. Notamment, les angles de cyphose T1-T12, cyphose T4-T12, lordose L1-L5, lordose L1-S1 sont couramment utilisés. Ces angles sont définis entre les plateaux supérieurs et inférieurs des deux vertèbres concernées (Figure 10).

Des paramètres pelviens permettent de mesurer le positionnement (version pelvienne, pente sacrée) et la morphologie du bassin (incidence pelvienne) (Legaye et al. 1998) (Figure 10).

L'angle de Cobb (Cobb 1948) est utilisé pour quantifier les déformations scoliotiques observées dans le plan frontal. Il est défini par l'angle formé par le plateau supérieur de la vertèbre jonctionnelle supérieure et le plateau inférieur de la vertèbre jonctionnelle inférieure.

La rotation axiale de l'apex et l'indice de torsion (Dumas 2002; Champain 2004; Steib et al. 2004) permettent de mesurer les phénomènes de torsion induit par les courbures

scoliotiques. La rotation axiale de l'apex quantifie la rotation de la vertèbre de la courbure scoliotique la plus déviée dans le plan frontal. L'indice de torsion est défini par la formule suivante :

$$\text{Indice torsion} = \frac{\sum_{\text{sup}} RIA + \sum_{\text{inf}} RIA}{2}$$

La rotation intervertébrale axiale *RIA* mesure la différence de rotation axiale (torsion relative) que l'on observe entre deux vertèbres. Les sommes $\sum_{\text{sup}} RIA$ et $\sum_{\text{inf}} RIA$ correspondent respectivement à la somme des rotations intervertébrales axiales entre les niveaux vertébraux au dessus et au dessous de la vertèbre apicale contenus dans la courbure principale.

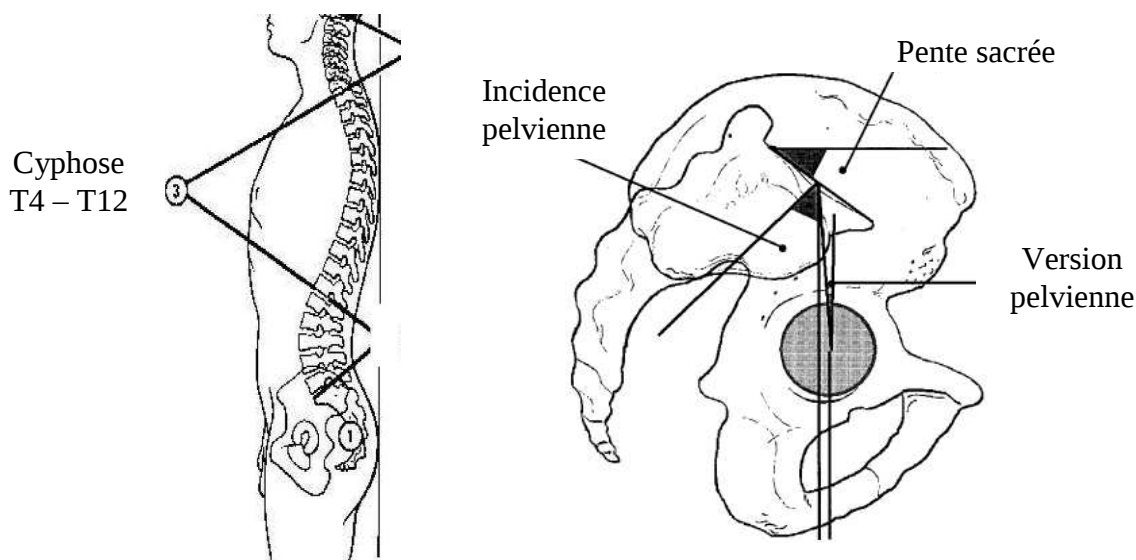


Figure 10 : Angle de cyphose T4/T12 (Kapanji 1986), paramètres pelviens positionnels (version pelvienne, pente sacrée) et morphologique (incidence pelvienne) (Legaye et al. 1998)

5 Conclusion intermédiaire

Cette première partie a permis de rappeler les notions fondamentales d'anatomie descriptive de la colonne vertébrale. L'analyse des déformations rachidiennes dues à la scoliose montre que cette pathologie induit des déformations tridimensionnelles complexes, déformations pouvant être quantifiées à l'aide de paramètres cliniques. Ainsi, il est essentiel d'étudier le rachis scoliotique en trois dimensions.

A cet effet, différents types d'appareils d'imagerie médicale sont utilisés en clinique afin d'étudier ces déformations. Les images produites peuvent être utilisées directement pour caractériser le rachis scoliotique, notamment par la mesure 2D de paramètres cliniques directement dans les images. Néanmoins, ces analyses 2D ne tiennent pas compte de la problématique tridimensionnelle de la colonne vertébrale.

C'est pourquoi des techniques de reconstruction tridimensionnelle ont été développées pour modéliser, à partir des images médicales, le rachis en trois dimensions, permettant ainsi une analyse clinique tridimensionnelle des déformations rachidiennes. Nous allons nous attacher dans le chapitre suivant à présenter ces méthodes de reconstruction 3D, en commençant par les méthodes de reconstruction par coupes sériées (CT-scan et IRM). Les limites de ces modalités d'imagerie nous permettront d'introduire le besoin de méthodes de reconstruction alternatives basées sur la radiographie biplane.

2 Reconstruction 3D par coupes sériées

Les appareils d'imagerie médicale permettent, en s'appuyant sur des méthodes de reconstruction, d'explorer le corps humain en trois dimensions. Les techniques d'imagerie par coupes sériées sont très répandues en clinique, notamment grâce à l'expansion des CT-scan et des IRM. Nous montrerons les avantages et les limites de ces modalités d'imagerie et nous décrirons les méthodes permettant d'obtenir une reconstruction 3D à partir de coupes sériées.

1 La tomodensitométrie (ou scanner ou CT-scan)

1.1 Principe

Le CT-scan permet d'obtenir des données volumiques à partir de l'acquisition de coupes successives. Chaque coupe est obtenue à partir de l'émission d'un faisceau de rayons X. La source de ces rayons, ainsi que les détecteurs, tournent autour du patient qui se trouve en position allongée (Figure 11A). Les profils d'atténuation des rayons X captés par les détecteurs permettent de reconstruire une image en coupe de la structure interne de l'objet (Figure 11B). Le balayage du faisceau de rayon X sur une zone d'intérêt permet ainsi de générer plusieurs coupes CT-scan et d'obtenir des données volumiques.

Plusieurs générations de CT-scan se sont succédées afin d'améliorer la qualité des images et le temps d'acquisition. Aujourd'hui, les scanner hélicoïdaux et multi-barrettes permettent l'acquisition d'images haute résolution en quelques secondes.

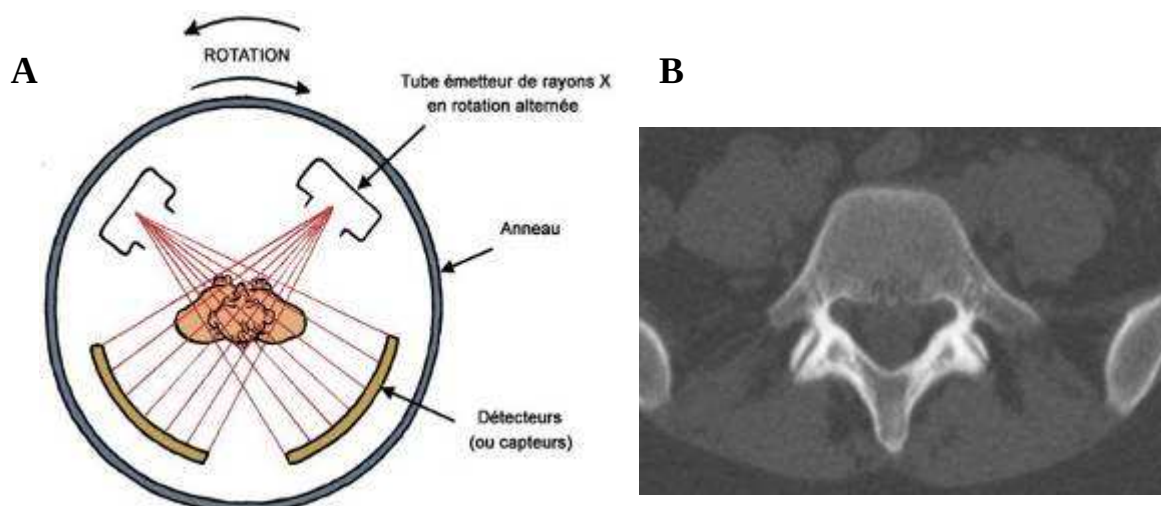


Figure 11 : (A) Principe du CT-Scan (d'après un schéma de Bernard Nicolas - Éditions PEMF, BT2 « L'imagerie médicale » (PEMF)) (B) Coupe axiale au niveau d'une vertèbre lombaire.

1.2 Avantages et limites

Le CT-scan permet d'obtenir des informations très détaillées sur la structure interne des objets. Néanmoins, deux inconvénients majeurs limitent les applications de cette technique d'imagerie.

Tout d'abord, la dose d'irradiation pour le patient est très importante. Une récente étude (Huda 2007) a montré que la dose d'irradiation dans des conditions de clinique courante pour le thorax était en moyenne de 5,4 milli Sievert (mSv) pour un adulte de taille normale contre seulement 0,02 mSv pour un examen à partir d'une radiographie conventionnelle.

D'autre part, la position couchée du patient biaise l'analyse clinique des courbures rachidiennes. L'étude de Yazici & Coll. (Yazici et al. 2001) a montré que la position couchée entraînait une diminution systématique de la courbure frontale du rachis scoliotique de 15° ainsi qu'une diminution de la rotation axiale de la vertèbre apicale de 6°.

2 L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

2.1 Principe

L'IRM est fondée sur les principes de la résonance magnétique nucléaire. Elle repose sur les propriétés des atomes ayant un nombre impair de protons. Ces atomes ont la particularité de tourner sur eux-mêmes (« spin ») créant ainsi un champ magnétique dipolaire. Ils deviennent alors assimilables à des aimants. Pour obtenir une image IRM, c'est sur les variations de signaux émis par ces aimants que l'on va s'appuyer. Les principales étapes d'une séquence d'acquisition IRM sont définies ci-dessous :

- ✚ Un puissant champ magnétique permet d'aligner tous les protons dans la même direction.
- ✚ Une brève impulsion fait entrer les protons en résonance, modifiant ainsi leur caractéristiques magnétiques.
- ✚ Une antenne réceptrice permet de mesurer le temps de relaxation (ou retour à l'équilibre) des protons.

Les valeurs des temps de relaxation permettent de caractériser la substance excitée et donc de recréer l'image associée. Comme pour le CT-scan, les images IRM se présentent comme un empilement de coupes 2D pour former des données volumiques.



Figure 12 : image de l'abdomen obtenue à partir d'une acquisition IRM

2.2 Avantages et limites

Tout comme pour le CT-scan, les images IRM permettent d'obtenir des informations détaillées sur la structure interne des objets. De plus, cette technologie, basée sur la résonance magnétique, est totalement non irradiante.

Néanmoins, l'IRM pose certaines limites à l'analyse du système ostéoarticulaire par cette modalité d'imagerie.

Tout d'abord, la plupart des appareils IRM s'appuient sur des acquisitions du patient en position couchée, engendrant les mêmes biais que le CT-scan en termes d'analyse clinique. Notons que récemment, des systèmes d'IRM « ouverts » proposent une acquisition en position debout (ou assise), permettant ainsi de lever cette problématique (Gilbert et al. 2006).

De plus, la modalité est d'avantage dédiée à l'étude des tissus mous, qui sont bien plus visibles dans les images, en comparaison à l'os. C'est pourquoi la plupart des applications concernent l'étude de différents types d'organes (le cerveau par exemple), des ligaments, des tendons et des muscles.

Enfin, à cause des champs magnétiques puissants générés lors de l'acquisition, l'examen IRM est contre-indiqué pour des patients possédant des éléments prothétiques métalliques (valves cardiaques métalliques, prothèses orthopédiques métalliques, ...).

3 Reconstruction 3D

Les méthodes permettant d'obtenir une reconstruction 3D à partir de coupes sériées (CT-scan ou IRM) sont extrêmement nombreuses dans la littérature et concernent une grande variété de structures anatomiques. Ainsi, nous n'en proposerons pas de revue de littérature détaillée. En revanche, nous présenterons dans cette section le principe des techniques de reconstruction, en nous appuyant sur un échantillon de quelques approches rencontrées dans la littérature. Nous évoquerons notamment les différents développements qui ont permis d'évoluer des méthodes de reconstruction manuelles, vers des techniques semi-automatiques ou automatiques.

3.1 Méthodes manuelles

Les méthodes de reconstruction manuelles nécessitent une segmentation par l'opérateur de chacune des coupes afin de délimiter les contours des structures d'intérêt (Figure 13A). A partir de la segmentation des coupes, une opération de connexion des segmentations vise à obtenir un maillage surfacique de l'objet. Plusieurs algorithmes permettent de réaliser cette opération, le plus connu étant l'algorithme des « marching cubes » (Lorensen et al. 1987). Le principe de base de cet algorithme est de subdiviser l'espace en une série de cubes de petite taille (ou voxels). Pour chacun des cubes, on teste les huit sommets pour savoir si le sommet en question appartient ou non à l'objet. On remplace alors ce cube par un ensemble de polygones appropriés. Finalement, l'association de tous ces polygones génère une surface approximant celle que les données de la segmentation décrivent. Un exemple de surface 3D d'une vertèbre générée par l'algorithme des « marching cubes » est proposé en Figure 13B.

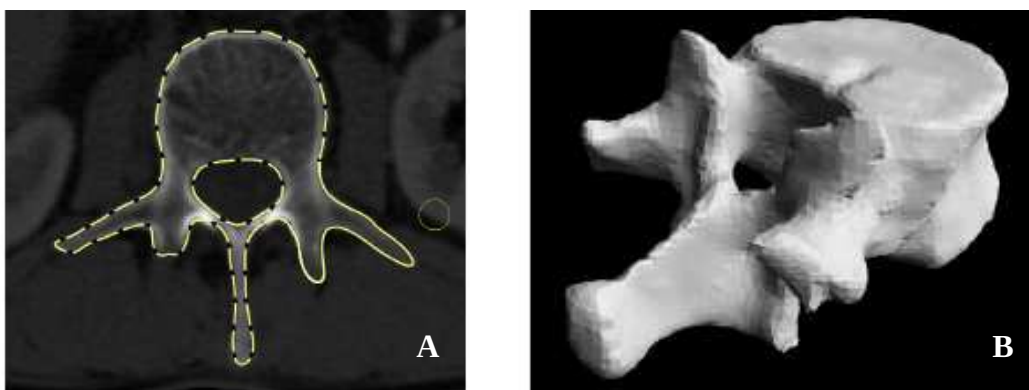


Figure 13 : Segmentation manuelle d'une vertèbre à partir d'une coupe CT-scan (A) et reconstruction 3D par l'algorithme des « marching cubes » (B) (logiciel SliceOmatic (TomoVision, Montréal, Canada))

Le temps de reconstruction de ces méthodes reste très important. C'est pourquoi des méthodes de reconstruction semi-automatiques et automatiques ont été développées afin de minimiser les interventions de l'opérateur.

3.2 Méthodes semi-automatiques et automatiques

Nous proposons dans ce chapitre un aperçu de différentes méthodes de reconstruction semi-automatiques et automatiques (qui n'est pas une revue de littérature exhaustive). Quatre familles de méthodes seront introduites : des méthodes semi-automatiques cherchant à propager les contours segmentés en 2D dans les coupes adjacentes, des approches s'appuyant sur la définition d'un volume d'intérêt réduit autour de la structure à segmenter, des méthodes utilisant des modèles statistiques de la structure et des approches plus globales, cherchant à reconstruire en même temps plusieurs objets dans les coupes.

(1) Méthodes utilisant la propagation des contours

Ces méthodes s'appuient sur la propagation des contours dans les coupes successives. L'opérateur est invité à numériser le contour de la structure d'intérêt dans une ou plusieurs coupes. A partir de cette initialisation manuelle, des techniques de traitement d'image entre les coupes adjacentes permettent de segmenter automatiquement l'ensemble des coupes non traitées par l'opérateur. Huang & Coll. (Huang et al. 2006) ont proposé une évaluation très préliminaire de ce type d'approche pour la segmentation de différentes organes de l'abdomen à partir de coupes CT-scan (poumon, cœur, rein...).

(2) Méthodes s'appuyant sur la définition d'un volume d'intérêt réduit

D'autres méthodes s'appuient sur l'identification par l'opérateur d'un volume d'intérêt réduit autour de la structure à segmenter. Des techniques de segmentations 3D par traitement d'image sont alors utilisées pour identifier les voxels appartenant à la structure d'intérêt. Dieudonné & Coll. (Dieudonne et al. 2007) ont développé ce type d'approche pour la segmentation des poumons, de la rate, des reins et du foie. La méthode a été testée à partir d'acquisitions CT-scan du thorax de 10 patients. Les reconstructions obtenues ont été contrôlées par un opérateur qui a jugé que tous les poumons avaient été segmentés d'une manière satisfaisante, alors qu'une rate, deux reins et sept foies nécessitaient des retouches manuelles a posteriori.

(3) Méthodes s'appuyant sur des modèles

Certaines approches proposent de s'appuyer sur des modèles de la structure à segmenter définis à partir de bases de données. Ces modèles statistiques sont issus de coupes CT-scan ou IRM segmentées au préalable. L'idée est alors de déterminer le recalage élastique permettant de recaler un ou plusieurs de ces modèles segmentés sur les coupes spécifiques du patient, afin d'en segmenter la structure d'intérêt. Klein & Coll. (Klein et al. 2008) ont proposé une méthode de segmentation automatique de la prostate à partir de coupes IRM. Les auteurs utilisent une base de données de coupes IRM de 50 patients, segmentées au préalable. Ces modèles sont recalés sur les coupes IRM du patient à l'aide d'une mesure de similarité, puis fusionnés afin de segmenter la prostate du patient en question. La comparaison à partir des coupes IRM des 50 patients, entre les segmentations automatiques obtenues à partir de cette méthode, et des segmentations manuelles, a permis de montrer que 50% des écarts étaient inférieurs à 1mm et que 75% des écarts étaient inférieurs à 1,5mm.

(4) Reconstruction 3D de plusieurs structures

Enfin certaines méthodes s'appuient sur une approche plus globale en essayant de segmenter en même temps plusieurs structures anatomiques. Staal & Coll. (Staal et al. 2007) notamment proposent une méthode de segmentation de la cage thoracique à partir de coupes CT-scan du thorax. La méthode permet d'identifier automatiquement chacune des zones d'intérêt susceptibles de contenir une côte. Ces régions sont alors matérialisées par des primitives géométriques (Figure 14A). Une base d'apprentissage permet ensuite de sélectionner les primitives effectivement associées à une côte et de déterminer de quelle côte il s'agit (labellisation) (Figure 14B). Enfin, un algorithme de traitement d'image est utilisé pour segmenter l'enveloppe de chacune des côtes (Figure 14C). Notons qu'à l'étape de labellisation, l'opérateur a la possibilité de corriger manuellement les choix opérés. Cette méthode est évaluée à partir d'acquisitions CT-scan du thorax de 20 patients. L'algorithme permet d'identifier et de labelliser 98% des côtes (au niveau de leurs primitives anatomiques). En revanche, entre 2% et 10% des côtes présentent un problème au niveau de leur longueur (trop courte, trop longue ou « pénétrant » dans le rachis).

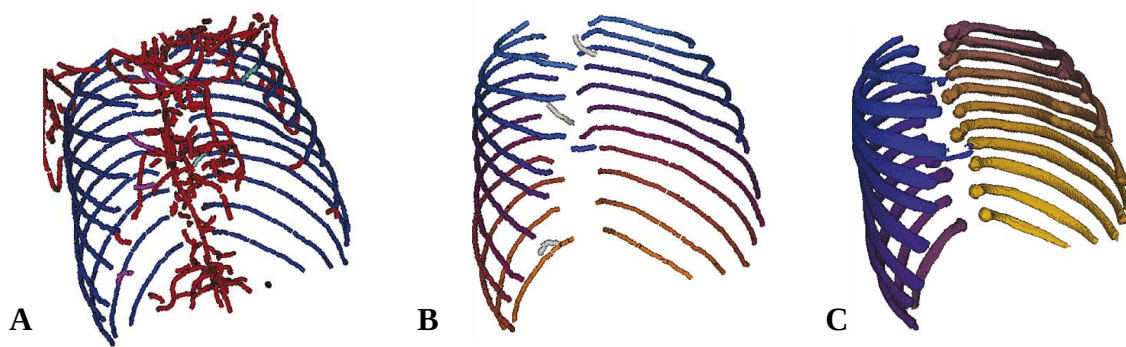


Figure 14 : (A) primitives anatomiques susceptibles de matérialiser une côte, (B) primitives anatomiques labélisées et (C) côtes segmentées

4 Conclusion intermédiaire

Les méthodes de reconstruction à partir de coupes sériées permettent, à partir des informations détaillées données par l'empilement des images 2D, d'obtenir une modélisation tridimensionnelle des structures anatomiques. Des techniques semi-automatiques et automatiques ont été développées afin de réduire les interventions de l'opérateur. Ces approches sont particulièrement efficaces lorsque les intensités des voxels de la structure d'intérêt présentent un contraste important dans la zone de recherche, ce qui est le cas par exemple au niveau des poumons. En revanche, l'intervention de l'opérateur reste souvent requise à certaines étapes clés du processus (initialisation, vérification/correction intermédiaire ou a posteriori). La proximité de plusieurs structures anatomiques présentant des voxels d'intensité similaire (côtes et rachis, cotyle et tête fémorale (Kang et al. 2003)) complique fortement cette opération de segmentation semi-automatique.

Malgré tout l'intérêt que présentent ces méthodes de reconstruction 3D, rappelons que la modalité d'imagerie utilisée pose des limites majeures à l'analyse clinique des déformations rachidiennes : la position couchée imposée par le CT-scan et par la majorité des systèmes IRM, la dose d'irradiation très importante du CT-scan et un examen IRM d'avantage dédié à l'étude des tissus mous.

C'est pourquoi des méthodes alternatives de reconstructions 3D à partir de la radiographie biplane ont été développées. En effet, ces méthodes permettent d'obtenir une modélisation tridimensionnelle du squelette, en position debout et à partir d'uniquement deux clichés radiographiques (faible dose d'irradiation pour le patient). Nous présenterons dans un premier temps les différents moyens d'imagerie permettant d'obtenir les deux radiographies biplanes.

3 La radiographie biplane

1 Principe général

La radiographie biplane (ou stéréoradiographie) s'appuie sur l'acquisition de deux radiographies avec des angles d'incidence différents. On utilise alors ces deux projections bidimensionnelles pour reconstruire en trois dimensions des points anatomiques par une méthode de triangulation (Figure 15).

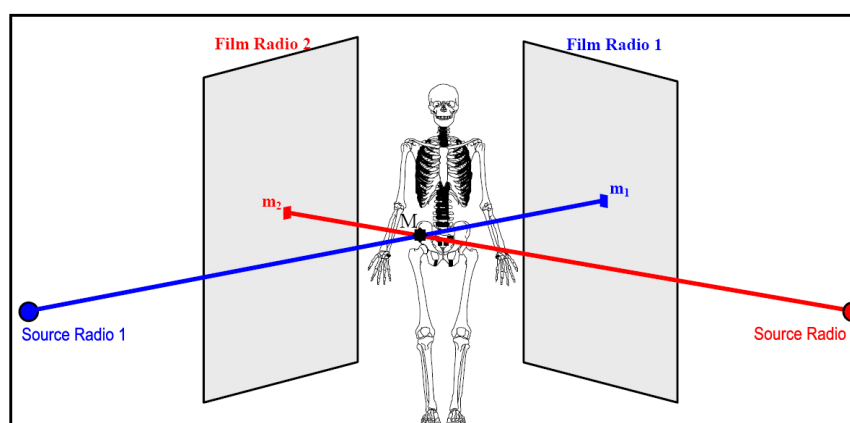


Figure 15 : Principe générale de la reconstruction tridimensionnelle à partir de la radiographie biplane

2 Acquisition de radiographies biplanes à partir de systèmes conventionnels et calibration

Les systèmes de radiographie conventionnels peuvent être utilisés pour acquérir successivement les deux radiographies du patient, soit en déplaçant le patient entre la première et la seconde acquisition, soit en déplaçant l'ensemble source détecteur entre les deux acquisitions.

Cette approche requiert une procédure de calibration permettant de calculer la transformation géométrique entre les coordonnées 2D des images radiographiques et l'environnement 3D. A cet effet plusieurs approches ont été proposées.

Les méthodes basées sur l'algorithme DLT (« Direct Linear Transformation ») (Abdel-Aziz et al. 1971) s'appuient sur les coordonnées 3D d'un objet de calibrage (contenant au moins 6 repères) ainsi que sur leurs coordonnées 2D dans le plan image pour déterminer les paramètres géométriques permettant de calibrer l'environnement.

A partir de la connaissance de l'angle entre les deux vues, de la distance entre la source et le film et de la hauteur de la source, il est alors possible de simplifier le calcul des

paramètres géométriques. Une méthode de calibration dite « explicite » a été proposée (Dumas et al. 2003) et permet de calibrer le volume compris dans un objet de calibrage simplifié, facilitant ainsi la tâche de l'opérateur.

Afin de tenir compte des mouvements du patient entre les deux radiographies, des méthodes dites d'« auto-calibration » proposent de s'appuyer également sur les repères anatomiques identifiés dans les clichés afin de déterminer les paramètres géométriques de l'environnement (Cheriet et al. 1999; Kadoury et al. 2007).

3 Le système EOS

Le système EOS est le fruit de la collaboration entre le *Laboratoire de Biomécanique* (LBM, ENSAM-CNRS, Paris, France), le *Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie* (LIO, ÉTS-CRCHUM, Montréal, Canada), l'hôpital *Saint-Vincent de Paul* (Paris, France) et la société *Biospace Med* (Paris, France).

Cet appareil est un système de radiologie numérique, réalisant simultanément deux vues orthogonales par balayage vertical. L'acquisition est réalisée de la tête aux pieds. Le patient est en position debout dans la cabine. Cette technologie utilise les détecteurs gazeux développés à partir des travaux du Pr. Charpak (Prix Nobel de Physique en 1992) qui permettent l'acquisition de radiographies basse dose. Ainsi, la dose administrée au patient est 8 fois inférieure à celle d'une radiographie conventionnelle (Kalifa, Charpak et al. 1998; Dubousset, Charpak et al. 2005).

L'acquisition simultanée des deux clichés résout la problématique du mouvement du patient que l'on rencontre lorsque les deux radiographies sont réalisées successivement à partir d'une unique source conventionnelle. De plus, les ensembles sources-détecteurs étant fixes, l'environnement 3D du système est parfaitement connu et ne nécessite pas d'avoir recourt à une procédure de calibration à chaque nouvelle acquisition.

A ce jour, on compte une dizaine de systèmes EOS installés dans différents pays (France, Canada, Hongrie, Etats-Unis).

4 Conclusion intermédiaire

Après avoir introduit différentes modalités d'imagerie permettant d'obtenir des radiographies biplanes ainsi qu'un environnement 3D calibré, nous proposons une revue de littérature des méthodes de reconstruction 3D qui leur sont associées.

4 Méthodes de reconstruction 3D à partir de la radiographie biplane

1 Méthode de reconstruction 3D « SCP »

Nous commencerons par présenter les différentes méthodes de reconstruction 3D dites « SCP » (Stéréo-Corresponding Points) proposées dans la littérature pour s'attacher ensuite à décrire les moyens d'évaluation mis en œuvre. Un tableau de synthèse des différentes méthodes présentées est proposé dans le Tableau 1.

1.1 Description des méthodes

Les méthodes de modélisation 3D « SCP » ont posé les bases de la reconstruction 3D par radiographie biplane. Elles s'appuient sur la reconstruction 3D de points anatomiques « Stéréo-Correspondants », c'est-à-dire identifiés dans chacune des deux projections radiographiques.

Ainsi, des méthodes de reconstruction 3D des vertèbres, à partir de deux radiographies biplanes (face et profil), ont été proposées afin d'étudier les mobilités du rachis lombaire (Stokes et al. 1981; Pearcy 1985). Ces approches s'appuient sur l'identification de quelques repères anatomiques (de 6 à 9 points SCP par vertèbres, Figure 16) reconstruits en 3D par l'algorithme DLT.

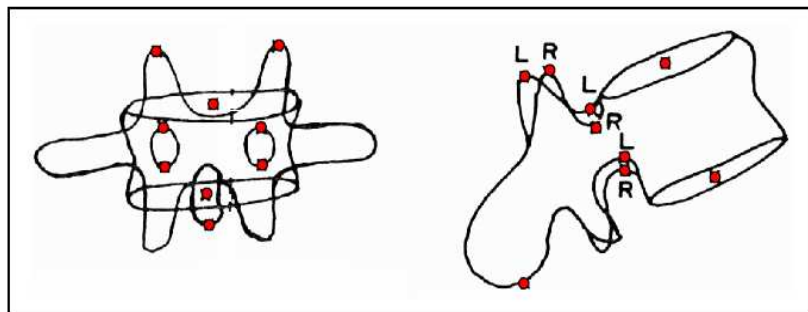


Figure 16 : Repères anatomiques ponctuels utilisés par Stokes & Coll. et Pearcy (Stokes et al. 1981; Pearcy 1985)

Ces approches ont été étendues à l'ensemble du rachis thoracique et lombaire et de la cage thoracique (Dansereau et al. 1988), à partir d'une radiographie frontale stricte et d'une radiographie oblique avec un angle d'incidence de 20° par rapport au plan frontal. La reconstruction 3D de 6 points SCP par vertèbre et de 11 points SCP par côte (modélisées par des courbes de type « splines ») est réalisée en utilisant l'algorithme DLT et permet une modélisation 3D simplifiée (Figure 17).

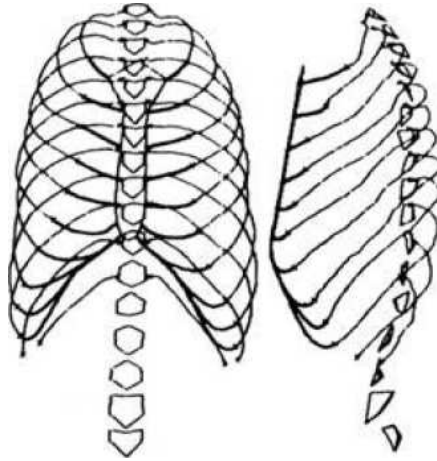


Figure 17 : Modélisation 3D simplifiée de la cage thoracique et du rachis (Dansereau et al. 1988)

Afin de proposer des modélisations 3D plus détaillées, certaines méthodes proposent de saisir d'avantage de points SCP dans chacune des radiographies (21 points SCP pour les vertèbres (Aubin et al. 1997) et 19 points SCP pour le bassin (Gauvin et al. 1998)). Les points 3D sont ensuite reconstruits par l'algorithme DLT. Dans le cas des vertèbres, un modèle générique morpho-réaliste (obtenu à partir de reconstructions tridimensionnelles CT-Scan) est alors déformé sur les points 3D reconstruits pour proposer une représentation tridimensionnelle détaillée. Cette déformation est réalisée à partir d'une technique d'estimation basée sur la méthode du krigeage (Trochu 1993; Delorme 1996).

1.2 Evaluation des méthodes

Certaines études ont cherché à évaluer in vivo la répétabilité de la position des points anatomiques reconstruits en 3D. Cette répétabilité (reconstruction d'un sujet sain effectuée à deux reprises par le même opérateur) a été évaluée à 2mm (deux fois le « Root Mean Square » des écarts, 2RMS) pour la cage thoracique et les vertèbres lombaires (Pearcy 1985; Dansereau et al. 1988). Cet estimateur donne un intervalle de confiance à 95% sur la répétabilité de position des points anatomiques reconstruits.

Certains auteurs ont également proposé des évaluations in vitro de la précision des repères anatomiques reconstruits. La précision de la reconstruction 3D de la cage thoracique (Dansereau et al. 1988), évaluée à partir de 7 côtes isolées en comparaison à des marqueurs radio-opaques reconstruits, a montré des écarts points/splines de 1,4 mm (2 écart type). Au niveau du bassin, des écarts points/points de 4,8mm (2 écart type) ont été mis en évidence en comparant les reconstructions 3D des points anatomiques à des mesures directes sur deux spécimens isolés. Enfin, l'évaluation de modèles détaillés de vertèbres proposée par Aubin &

Coll. (Aubin et al. 1997) a permis de comparer à des mesures directes, des modèles morpho-réalistes obtenus, dans un premier cas, à partir de 21 points SCP et dans un second cas, à partir de 6 points SCP. Cette évaluation sur un spécimen de rachis a montré des écarts de 4,8mm (2 écart type) à partir des 6 points et de 3,0mm à partir des 21 points. Dans un contexte in vitro, l'ajout de points SCP permet de gagner en précision.

1.3 Conclusion intermédiaire

Les modélisations simplifiées proposées par la plupart de ces approches dites « SCP » (synthétisées dans le Tableau 1) restent limitées en terme de précision et de représentation tridimensionnelle des modèles. De plus, la précision de ces méthodes est évaluée uniquement in vitro. L'introduction de modèles détaillés morpho-réalistes, s'appuyant sur d'avantage de repères SCP permet, dans un contexte in vitro, de gagner en précision. Néanmoins, les auteurs soulignent la difficulté d'identification de certains repères anatomiques dans les deux radiographies, difficulté qui s'accroît lorsque l'on passe à une application in vivo.

Tableau 1 : Tableau de synthèse des méthodes de reconstruction 3D « SCP » à partir de radiographies biplanes

	Méthodes	Echantillon	Méthodes de validation	Résultats	Remarques
Stokes & Coll. (1981)	DLT Radios face/profil 6 à 9 points SCP par vertèbres	Pas de validation de la qualité des reconstructions 3D			Modèles simplifiés Pas de modélisation géométrique 3D détaillée des vertèbres
Pearcy (1985)		Rachis lombaires de patients lombalgiques	Répétabilité de l'identification des repères anatomiques dans les images	2RMS = 2,0mm	
Dansereau & Coll. (1988)	DLT & Splines Radios face 0 et 20° 6 points SCP / vertèbre 11 points SCP / côte, modélisées par des splines Repères radios opaques externes	1 cage thoracique d'un sujet sain	Répétabilité (2 fois 1 opérateur)	Erreur point/point : Ecart moyen : 1,2mm 2 Ecart type : 2,0mm	Un modèle global simplifié du rachis et de la cage thoracique est proposé Pas de modélisation géométrique 3D détaillée
		7 côtes isolées, repérées par des marqueurs radio-opaques	Comparaison des côtes modélisées par des splines aux marqueurs radio-opaques	Ecart moyen : 1,1mm 2 Ecart type : 1,4mm	
Gauvin & Coll. (1998)	DLT face/profil 19 points SCP par bassin	2 bassins isolés	Ecarts par rapport à des mesures directes	2 Ecart type : 4,8mm	Modèle détaillé Validation in vitro
Aubin & Coll. (1997)	DLT Radios face/profil Comparaison entre : 21 points SCP / vertèbres 6 points SCP / vertèbres Modèle morpho-réaliste	1 rachis thoracique et lombaire sain in vitro (17 vertèbres)	Comparaison de 21 points anatomiques reconstruits à des mesures directes	Méthode 21 points : écarts moyen (2ET) : 2,1mm (3,0mm) Méthode 6 points : écarts moyen (2ET) : 2,6 mm (4,8mm)	Modèle détaillé morpho-réaliste Validation in vitro

2 Méthode de reconstruction 3D « NSCP » et « NSCC »

Afin de tirer meilleur parti des informations contenues dans les radiographies biplanes, des méthodes dites « NSCP » (Non Stéréo-Corresponding Points) ont été proposées. Ces techniques permettent de s'appuyer sur une plus grande quantité de points anatomiques identifiés dans les radiographies. Les approches « NSCC » (Non Stéréo-Corresponding Contours) utilisent la même approche à partir de l'identification de contours. Nous proposons dans ce chapitre une description de ces méthodes et des moyens d'évaluation mis en œuvre. Une synthèse des ces méthodes est proposée dans le Tableau 2.

2.1 Description des méthodes

Les méthodes qui s'appuient uniquement sur des points stéréo-correspondants (SCP) sont limitées par le fait que peu de repères anatomiques sont facilement identifiables à la fois dans les deux radiographies. En revanche, de nombreux repères sont clairement identifiables dans uniquement l'une des deux radiographies. D'où l'idée de proposer des méthodes dites « NSCP » pour « Non Stéréo-Corresponding Points », s'appuyant (éventuellement) sur l'identification de points « SCP » et sur des points « NSCP » (Non Stéréo-Correspondants), c'est-à-dire numérisés uniquement dans l'une des deux radiographies.

Ainsi, certaines méthodes proposent de déformer un modèle générique de la structure anatomique en question à partir des contraintes imposées par les repères numérisés (Veron 1997; Mitton et al. 2000; Mitulescu et al. 2001; Laporte 2002; Mitulescu et al. 2002). Les points SCP reconstruits imposent des contraintes 3D ponctuelles alors que chacun des points NSCP est contraint de se situer sur une droite de projection entre la source et le point NSCP identifié dans la radiographie. La transformation élastique du modèle géométrique doit alors satisfaire aux contraintes imposées tout en minimisant l'énergie de déformation. Notons que pour assurer la convergence de ces algorithmes, l'initialisation des modèles doit être relativement proche de la solution recherchée. En général, cette initialisation est proposée à partir des points SCP numérisés.

Ces méthodes ont été mises en œuvre au niveau du rachis cervical supérieur (Veron 1997; Mitton et al. 2000) à partir de la numérisation de 21 à 28 points NSCP (Figure 18A), au niveau du rachis thoracique et lombaire (Mitulescu et al. 2001; Mitulescu et al. 2002) avec la numérisation de 6 points SCP et 19 points NSCP (Figure 18C) et au niveau du bassin (Mitulescu 2001; Laporte 2002) avec la numérisation de 20 à 62 points au total (NSCP + SCP) en fonction de la visibilité dans les radiographies. Pour chacune de ces méthodes, un

modèle morpho-réaliste est proposé à partir de la déformation d'un modèle générique (obtenu à partir de reconstructions tridimensionnelles CT-Scan) sur les points 3D reconstruits (Figure 18B).

Une autre approche a également été proposée au niveau des vertèbres thoraciques et lombaires (Aubin et al. 1998; Delorme et al. 2003) à partir de la numérisation de 6 points SCP et de 8 points NSCP utilisés pour reconstruire les plateaux vertébraux. Cette méthode n'utilise pas les contraintes imposées par les points NSCP pour déformer un modèle générique, mais pour modéliser les plateaux par des ellipses. Cette méthode permet également d'obtenir un modèle morpho-réaliste (Aubin et al. 1998; Delorme et al. 2003).

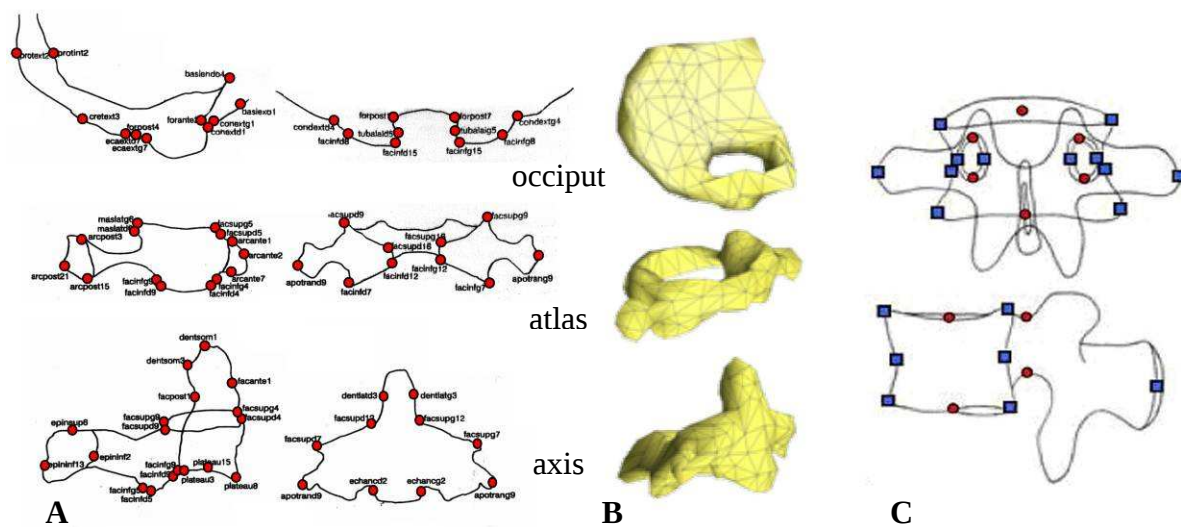


Figure 18 : (A) Repères anatomiques non stéréo-correspondants pour le rachis cervical supérieur et (B) représentation morpho-réaliste des modèles (Veron 1997; Mitton et al. 2000). (C) Repères anatomiques stéréo-correspondants (cercles rouges) et non stéréo-correspondants (carrés bleus) pour les vertèbres lombaires (Mitulescu et al. 2001).

Des méthodes s'appuyant sur ces mêmes principes de déformation de modèles génériques sur des repères non stéréo-correspondants ont également été proposées à partir de l'identification de contours non stéréo-correspondants (méthodes NSCC pour « Non Stéréo-Corresponding Contours »). Ces approches ont été appliquées au fémur distal, au tibia proximal (Laporte 2000; Laporte 2002) et au fémur proximal (Le Bras 2004) nécessitant la numérisation de 1 à 2 points stéréo-correspondants et de 3 et 7 contours NSCC dans chacune des vues (Figure 19). Elles ont également été appliquées au bassin à partir de l'identification de 7 points SCP et de 9 contours NSCC (Mitton et al. 2006).

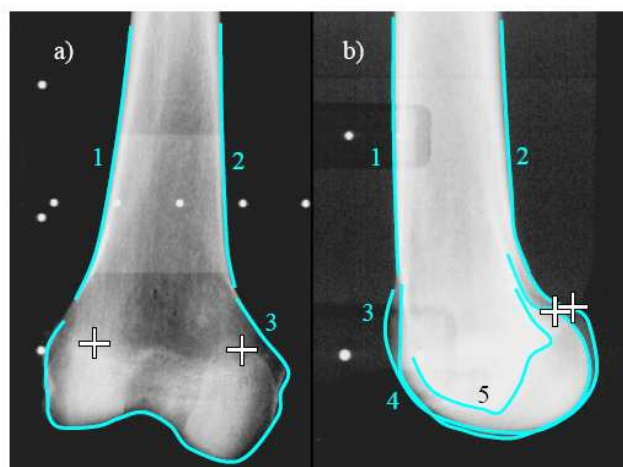


Figure 19 : Points stéréo-correspondants et contours non stéréo-correspondants identifiés dans les radiographies (Laporte 2002)

2.2 Evaluation des méthodes

Ces méthodes ont été évaluées *in vitro* à partir de spécimens cadavériques avec des écarts de forme (2RMS) de 2,0mm à 2,8mm pour les vertèbres (méthode NSCP comparée à des mesures directes (Veron 1997; Mitton et al. 2000; Mitulescu et al. 2001)), de 1,8mm à 2,8mm pour le fémur et le tibia proximal (méthode NSCC comparée au CT-scan (Laporte 2002; Laporte et al. 2003; Le Bras 2004)). Les deux approches ont été évaluées au niveau du bassin avec des résultats assez similaires. Des écarts de 3,8mm à partir de la méthode NSCP comparée à des mesures directes (Mitulescu 2001; Laporte 2002) et des écarts de 4,3mm avec la méthode NSCC en comparaison au CT-scan (Mitton et al. 2006) ont été mesurés.

Les travaux de Mitulescu & Coll. ont permis de montrer l'apport de méthodes basées sur des repères non stéréo-correspondants au niveau des vertèbres, puisqu'une méthode s'appuyant sur des points SCP uniquement a été comparée à l'approche NSCP. Cette comparaison a montré, *in vitro* à partir de 30 spécimens de vertèbres lombaires, que l'ajout de points non stéréo-correspondant permettait de réduire les écarts de forme par rapport à des mesures directes de 7,2mm (SCP) à 2,8mm (NSCP) (Mitulescu et al. 2001). Cette même comparaison a ensuite été réalisée *in vivo* sur 58 vertèbres thoraciques de patients scoliotiques, une situation clairement défavorable en termes de visibilité dans les radiographies (Mitulescu et al. 2002). L'étude a permis de montrer que la méthode NSCP permettait de réduire les écarts de forme par rapport au CT-scan de 6,4mm (SCP) à 4,0mm (NSCP).

2.3 Conclusion intermédiaire

En s'appuyant sur un plus grand nombre de repère anatomiques, les méthodes NSCP et NSCC (synthétisées dans le Tableau 2) permettent de mieux exploiter les informations

contenues dans les radiographies biplanes, et par conséquent, d'augmenter la précision des reconstructions. L'évaluation des méthodes dans des conditions *in vivo* a également permis de montrer la faisabilité d'utilisation de telles approches pour des patients, et d'en estimer la précision *in situ*. Néanmoins, ces méthodes présentent un inconvénient majeur à une utilisation en milieu clinique : le temps de reconstruction. En effet, deux heures peuvent être nécessaires à la numérisation des repères anatomiques utilisés pour reconstruire un rachis thoracique et lombaire (Pomero et al. 2004). De plus, l'étape d'initialisation des modèles apparaît comme une étape clé qui conditionne la convergence des algorithmes de reconstruction.

C'est pourquoi des méthodes ont été mises en œuvre afin de réduire le temps de reconstruction et de proposer des approches semi-automatiques. Certaines approches ont été développées afin de proposer une initialisation rapide et robuste des modèles, favorisant ainsi la convergence des algorithmes de reconstruction.

Tableau 2 : Tableau de synthèse des méthodes de reconstruction 3D « NSCP » et « NSCC » à partir de radiographies biplanes

	Méthodes	Echantillon	Méthodes de validation	Résultats	Remarques
Veron (1997) Mitton & Coll. (2000)	Numérisation de 21 à 28 points NSCP par vertèbre cervicale Modèle morpho-réaliste	18 vertèbres isolées	Comparaison de la forme / mesures directes (écarts points surface)	2RMS Occiput : 5,4mm Atlas : 2,4mm Axis : 2,0mm	Modélisation détaillée
Mitulescu & Coll. (2001)	Numérisation de 6 points SCP et 19 points NSCP par vertèbre thoracique ou lombaire Modèle morpho-réaliste Comparaison entre : Méthode SCP (6 points) Méthode NSCP (6 + 19 points)	30 vertèbres lombaires isolées	Comparaison de la forme / mesures directes (écarts points surface)	2RMS Méthode SCP : 7,2mm Méthode NSCP : 2,8mm	Cette étude montre l'apport de la méthode NSCP Etude in vitro et in vivo Patients scoliotiques
Mitulescu & Coll. (2002)		58 vertèbres scoliotiques thoraciques et lombaires in vivo	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan (écarts points surface)	2RMS Méthode SCP : 6,4mm Méthode NSCP : 4,0mm	
Aubin & Coll. (1998) Delorme & Coll. (2003)	Numérisation de 6 points SCP et 8 points NSCP par vertèbre thoracique ou lombaire Modèle morpho-réaliste	60 vertèbres scoliotiques thoraciques et lombaires in vivo	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan (écarts points surface)	Ecart moyen : 3,3 mm	Evaluation In vivo Modélisation détaillée Peu de points NSCP
Mitulescu (2001) Laporte (2002)	Numérisation au maximum de 12 points SCP et 58 points NSCP sur le bassin	4 bassins isolés	Comparaison de la forme / mesures directes (écarts points surface)	2RMS : 3,8mm	Modélisation détaillée Validation in vitro
Laporte (2002)	Numérisation de 2 points SCP et de 3 à 7 contours NSCC (fémur distal et tibia proximal) Modèle morpho-réaliste	7 tibias proximaux isolés	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan (écarts points surface)	2RMS : 1,8mm	Modélisation détaillées Validation in vitro
Laporte & Coll (2003)		8 fémurs distaux isolés		2RMS : 2,8mm	
Le Bras (2004)	Numérisation d'un point SCP et de 6 à 7 contours NSCC (fémur proximal) Modèle morpho-réaliste	25 fémurs proximaux isolés	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan (écarts points surface)	2RMS : 2,0mm	
Mitton & Coll. (2006)	Numérisation de 7 points SCP et 9 contours NSCC sur le bassin Modèle morpho-réaliste	3 bassins isolés	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan (écarts points surface)	2RMS : 4,3mm	Modélisation détaillée des bassins Validation in vitro

3 Méthodes de reconstruction 3D semi-automatiques s'appuyant sur des modèles paramétrés et des techniques d'estimation

3.1 Principe général

Ces méthodes de reconstruction semi-automatiques sont basées sur une description paramétrée des modèles tridimensionnels (dimensions caractéristiques de l'objet et coordonnées de points 3D). L'idée est de s'appuyer sur l'identification d'un nombre réduit de paramètres descripteurs saisis par l'opérateur dans les radiographies, pour estimer l'ensemble des paramètres du modèle et ainsi proposer, très rapidement, une initialisation proche de la solution recherchée. Ce modèle initialisé sera qualifié de modèle pré-personnalisé (proche de la solution personnalisée).

Les techniques d'estimation qui permettent de prédire, à partir des quelques paramètres identifiés dans les radiographies, l'ensemble des paramètres du modèle, peuvent être de différentes natures. Ces estimations peuvent s'appuyer sur de simples techniques d'interpolation (Dumas et al. 2008) ou sur des méthodes statistiques, utilisant des bases de données de l'objet à reconstruire (Pomero et al. 2004; Baudoin 2007), que l'on qualifiera d'inférences statistiques. Par ailleurs, deux catégories d'estimation seront rencontrées :

- ✚ Les estimations sont dites « **transversales** » lorsque que les paramètres saisis et les paramètres estimés appartiennent au même objet à reconstruire (par exemple si l'on saisit quelques points sur la vertèbre L3 pour estimer des paramètres descripteurs de L3).
- ✚ A l'inverse, si les paramètres saisis et inférés n'appartiennent pas au même objet, on parlera d'estimations « **longitudinales** » (par exemple si l'on saisit quelques points sur la vertèbre L5 pour estimer des descripteurs de L3).

Les méthodes développées dans ce chapitre (synthétisées dans le Tableau 3) utilisent donc des modèles paramétrés et des techniques d'estimation, afin de proposer une initialisation rapide et robuste d'un modèle pré-personnalisé. Dans un second temps, le modèle pré-personnalisé pourra être ajusté pour obtenir une reconstruction personnalisée.

3.2 Description des méthodes

(1) *Modèle paramétré*

Des descriptions paramétrées ont été proposées pour différentes structures osseuses. Pour les vertèbres, une représentation s'appuyant sur 8 dimensions caractéristiques du corps vertébral et sur les coordonnées de 21 points anatomiques a été proposée (Pomero et al. 2004) et est illustrée Figure 20. Au niveau du fémur proximal et du bassin, les descriptions paramétrées s'appuient sur 33 paramètres dimensionnels pour le fémur proximal et sur un ensemble de 41 dimensions, ainsi que les coordonnées de 42 points 3D anatomiques pour le bassin (Baudoin 2007). Enfin, un modèle paramétré global de l'ensemble du rachis a également été proposé (Pomero et al. 2003; Dumas et al. 2008). Ce modèle décrit, à partir d'une courbe passant par les corps vertébraux, la position de chacune des vertèbres le long de cette courbe ainsi que les dimensions (largeur et profondeur) de chacun des corps vertébraux.

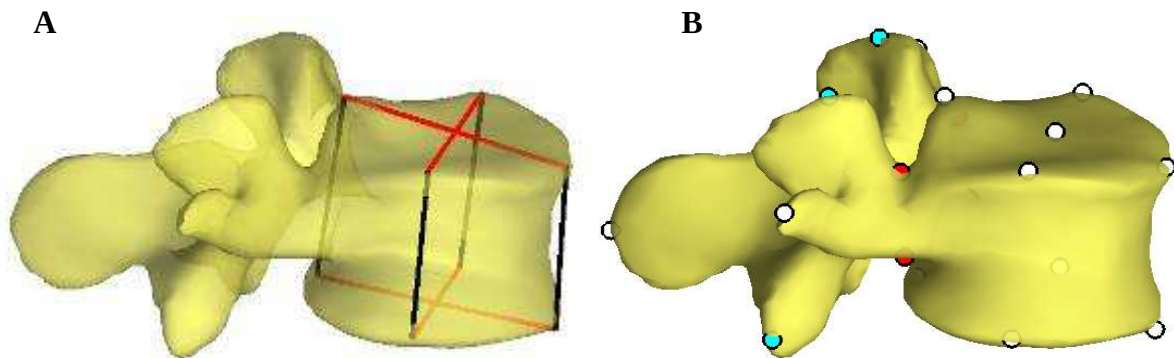


Figure 20 : Modèle paramétré de vertèbre défini par 8 dimensions caractéristiques du corps vertébral (A) et par les coordonnées de 21 points 3D anatomiques (B).

(2) *Initialisation des modèles paramétrés*

Afin d'initialiser rapidement ces modèles paramétrés dans l'environnement radiographique, l'opérateur est amené à saisir un sous ensemble de ces paramètres descripteurs dans les clichés. Ainsi, pour initialiser chacune des vertèbres, l'opérateur identifie dans les deux radiographies les « 4 coins » des corps vertébraux (Figure 21A), définissant les 8 dimensions caractéristiques du corps vertébral du modèle paramétré (Pomero et al. 2004). Pour le fémur proximal, l'opérateur est amené à modéliser la tête fémorale par une sphère et à repérer les contours de la diaphyse dans chacun des vues. De la même manière pour le bassin, l'opérateur est invité à numériser deux sphères sur les cotyles ainsi que le

plateau sacré afin de définir 5 paramètres dimensionnels (Baudoin 2007). Enfin, dans des approches cherchant à initialiser le modèle global de rachis, l'opérateur est amené à saisir la courbe passant par les corps vertébraux ainsi que les dimensions des vertèbres « limites » (T1 et L5 s'il on s'intéresse au rachis thoracique et lombaire) (Pomero et al. 2003; Dumas et al. 2008).

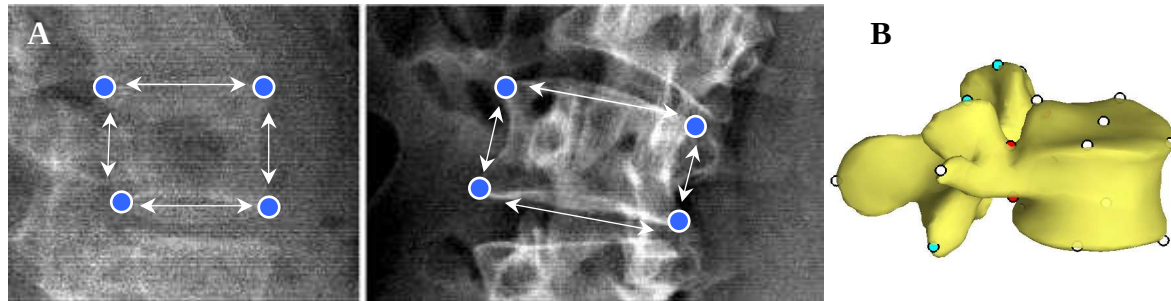


Figure 21 : (A) repères anatomique saisis par l'opérateur et paramètres descripteurs du modèle (8 dimensions). (B) Estimation par inférence transversale de 21 points 3D anatomiques et d'un modèle morpho-réaliste.

Ainsi, à partir de ces quelques paramètres descripteurs saisis dans les radiographies, les méthodes cherchent à estimer l'ensemble des paramètres décrivant les modèles. Certaines approches s'appuient sur des bases de données des modèles à reconstruire afin d'estimer par inférences statistiques les paramètres du modèle. Par exemple, dans le cas des vertèbres (Pomero et al. 2004), une base de donnée de plus de 1600 vertèbres isolées, saines et scoliotiques, est utilisée afin d'inférer, à partir des 8 dimensions du corps vertébral (Figure 21A), les coordonnées des 21 points 3D anatomiques (Figure 21B). Les inférences statistiques sont ici transversales puisque les paramètres saisis et estimés appartiennent au même objet. Cette même technique d'estimation à partir d'inférences statistiques transversales et de base de données a été utilisée au niveau du bassin et du fémur proximal (Baudoin 2007).

En revanche, au niveau des modèles globaux du rachis (Dumas et al. 2008), l'approche n'utilise pas d'inférences statistiques s'appuyant sur des bases de données, mais une simple technique d'interpolation de la position et de la taille des vertèbres le long de la courbe passant par les corps vertébraux. Cette interpolation est une estimation longitudinale, puisque certains paramètres du modèle (taille de la vertèbre L3 par exemple) sont estimés à partir de paramètres saisis sur les vertèbres limites (taille de L5 et de T1).

Pour toutes ces méthodes, des modélisations détaillées morpho-réalistes des objets sont proposées en déformant un objet générique.

Cette étape permet d'obtenir à partir de quelques identifications dans les radiographies, d'une description paramétrée de l'objet à reconstruire et d'une technique d'estimation, une initialisation du modèle qui constitue le modèle pré-personnalisé.

(3) Ajustement des modèles paramétrés pré-personnalisés

A partir de cette initialisation, les modèles peuvent être ajustés afin d'obtenir une reconstruction personnalisée. Un ajustement fin en position et en forme des modèles peut ainsi être obtenu à partir de l'ajustement manuel de points de contrôles (les 21 points 3D anatomiques dans le cas des vertèbres (Pomero et al. 2004)) ou à partir de l'identification manuelle des contours de l'objet et de l'algorithme NSCC (pour le bassin et le fémur (Baudoin 2007)). En ce qui concerne la méthode de reconstruction globale du rachis (Dumas et al. 2008), l'ajustement de la forme des vertèbres n'est pas possible. Seules la position et la taille (mise à l'échelle) des modèles peuvent être ajustées.

3.3 Evaluation des méthodes

L'évaluation des modèles pré-personnalisés obtenus à partir de la méthode de reconstruction semi-automatique des vertèbres (Pomero et al. 2004) a montré une précision de forme en comparaison au CT-scan, in vivo sur 58 vertèbres scoliotiques, de 3,6mm (2RMS). Cette même évaluation, réalisée à partir de la méthode NSCP, avait montré des écarts de 4,0mm. Le temps de reconstruction de cette méthode a été évalué à 14 minutes pour obtenir le modèle pré-personnalisé de l'ensemble du rachis (numérisation des « 4 coins » des corps vertébraux) et à 20 minutes au total pour obtenir un modèle personnalisé, ajusté finement en position et forme (Gille et al. 2007). Le temps de reconstruction est ainsi considérablement réduit puisque 2 heures pouvaient être nécessaires (Pomero et al. 2004) en utilisant la méthode NSCP.

L'évaluation des méthodes de reconstruction du bassin et du fémur proximal (Baudoin 2007) a également montré des résultats satisfaisants en termes de reproductibilité de forme. La variabilité inter-opérateurs des modèles personnalisés a été estimée à 2,6mm (2RMS, in vivo, 20 patients et 2 opérateurs) pour une méthode couplant modèle paramétré, inférences transversales puis algorithme NSCC, contre 3,9mm avec la seule utilisation de l'algorithme NSCC et une initialisation à partir de points SCP. Ainsi, cette étude montre que l'initialisation proposée par ces méthodes semi-automatiques permet de gagner en robustesse et d'améliorer la convergence des algorithmes. Le temps de reconstruction est de 1 minute pour obtenir le modèle pré-personnalisé et de 8 minutes 30 secondes au total pour le modèle personnalisé.

Enfin, l'évaluation de la méthode de reconstruction s'appuyant sur un modèle global du rachis (Dumas et al. 2008) montre une reproductibilité de position (2RMS) de 1,2mm à 4mm pour la position des vertèbres et de 1,6° à 4,4° pour l'orientation (in vivo, 20 sujets sains et scoliotiques et 3 opérateurs). Le temps de reconstruction du modèle pré-personnalisé pour

l'ensemble du rachis est de 5 minutes. Cette méthode permet donc une initialisation rapide du rachis, incluant un ajustement des vertèbres en position et en taille (mise à l'échelle). En revanche, rappelons que ces modèles pré-personnalisés ne sont pas ajustés en termes de forme, ce qui est une limite importante dans les cas de scolioses sévères où la cunéiformisation des vertèbres peut être très importante. De plus, il n'est pas prévu dans cette méthode d'étape supplémentaire permettant d'obtenir un modèle personnalisé incluant un ajustement fin de la forme des modèles.

3.4 Conclusion intermédiaire

Les méthodes de reconstruction basées sur des modèles paramétrés et des techniques d'estimation (Tableau 3) permettent d'obtenir rapidement un modèle pré-personnalisé, diminuant ainsi le temps de reconstruction (Pomero et al. 2004; Dumas et al. 2008). De plus, cette initialisation apparaît comme plus robuste, améliorant ainsi les algorithmes de reconstruction permettant d'obtenir les modèles personnalisés (Baudoin 2007). Néanmoins, malgré un temps de reconstruction réduit, les processus de reconstruction présentent encore des étapes relativement contraignantes. En ce qui concerne la méthode s'appuyant sur des modèles paramétrés de vertèbres (Pomero et al. 2004), la saisie systématique de chacune des vertèbres (temps de saisie : 14 minutes) est nécessaire pour obtenir un premier modèle pré-personnalisé. Pour les méthodes appliquées au fémur et au bassin (Baudoin 2007), la présence d'un seul objet à reconstruire permet d'obtenir une initialisation très rapide mais l'étape d'identification manuelle des contours, nécessaire à l'algorithme NSCC et permettant d'obtenir un modèle personnalisé, reste fastidieuse. Enfin, la méthode de reconstruction s'appuyant sur un modèle global du rachis (Dumas et al. 2008) permet d'obtenir un modèle pré-personnalisé rapidement (5 minutes), mais non ajusté au niveau de la forme des vertèbres, ce qui est une limite majeure en termes d'applications cliniques à des cas pathologiques. Par ailleurs, cette méthode basée sur des interpolations linéaires semble tout de même moins pertinente que des méthodes qui s'appuient sur des bases de données pour définir des modèles d'inférences statistiques.

Ce chapitre nous a donc permis de présenter les avantages et les limites des méthodes basées sur des modèles paramétrés et des techniques d'estimation, permettant de semi-automatiser les techniques de reconstruction. En parallèle au développement de ces approches, d'autres méthodes semi-automatiques, s'appuyant sur du traitement d'image, ont été développées afin de remplacer certaines étapes d'identification manuelles, fastidieuses pour l'opérateur, par des algorithmes de recalage automatisés.

Tableau 3 : Tableau de synthèse des méthodes de reconstruction basées sur des modèles d'estimation à partir de radiographies biplanes

	Méthodes	Echantillon	Méthodes de validation	Résultats	Remarques
Pomero & Coll. (2004)	Modèle paramétré de vertèbre (8 dimensions et les coordonnées de 21 points 3D) Numérisation des « 4 coins » des corps vertébraux dans chaque radiographie Inférences transversales → modèle pré-personnalisé	58 vertèbres scoliotiques thoraciques et lombaires in vivo	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan (écarts points surface)	2RMS : 3,6mm Temps de reconstruction : 14min. (modèle pré-perso.) 20min. (modèle perso.)	Modèle paramétré Inférences transversales Evaluation in vivo
Baudoin (2007)	Modèle paramétré du fémur proximal (33 paramètres) Numérisation de la tête fémorale (sphère) + 4 contours Inférences transversales → modèle pré-personnalisé Algorithme NSCC → modèle personnalisé	In vitro : 13 fémurs proximaux isolés	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan (écarts points surface)	2RMS : 2,2mm	Modèle paramétré Inférences transversales Evaluation in vitro et in vivo Modèle paramétré → initialisation rapide + gain en reproductibilité
		In vivo : 23 fémurs proximaux	Reproductibilité de forme (3 opérateurs)	2RMS : 2,2mm	
	Modèle paramétré du bassin (41 dimensions et les coordonnées de 42 points 3D) Numérisation de 5 paramètres Inférences transversales → modèle pré-personnalisé Ajustement du modèle utilisant les inférences Algorithme NSCC → modèle personnalisé Comparaison à méthode précédente NSCC Mitton & Coll. (2006)	In vitro : 3 bassins isolés	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan (écarts points surface)	2RMS : 5,1mm	
		In vivo : 20 bassins	Reproductibilité de forme (2 opérateurs) Temps de reconstruction	2RMS : 2,6mm (méthode précédente NSCC : 2RMS : 3,9mm) modèle pré-perso. : 1min. modèle perso. : 8min. 30s.	
Dumas & Coll. (2008)	Identification de primitives anatomiques sur le rachis Interpolation de la position et de la taille des vertèbres + Ajustement des modèles en position et taille → modèle pré-personnalisé	In vivo : 20 sujets sains et scoliotiques (340 vertèbres)	Reproductibilité de position des vertèbres (3 opérateurs)	2RMS Position : entre 1,2 et 4,0mm Orientation : entre 1,6 et 4,4° Temps de reconstruction : 5 min.	Initialisation d'un modèle global de rachis Interpolation Evaluation in vivo

4 Méthodes de reconstruction 3D s'appuyant sur des algorithmes de traitement d'image

4.1 Principe général

Les méthodes de reconstruction semi-automatiques par traitement d'image ont pour objectif de remplacer une partie des ajustements manuels réalisés par l'opérateur par des algorithmes de traitement automatisé des images. Les modes de déformation des modèles sont généralement définis par l'analyse en composante principale d'une base de données de l'objet à déformer. Ces modèles statistiques sont généralement initialisés via des approches manuelles ou semi-automatiques. A partir de cette initialisation, deux familles de méthodes sont rencontrées dans la littérature (Maintz et al. 1998) :

- ✚ des méthodes s'appuyant sur la segmentation des images (« segmentation based methods »),
- ✚ des approches utilisant des mesures de similarité entre les radiographies réelles et des radiographies simulées (« intensity based methods »).

Les différentes étapes sur lesquelles s'appuient ces méthodes de reconstruction semi-automatiques par traitement d'image sont détaillées ci-dessous.

4.2 Description des méthodes

(1) *Modèles déformables par analyse en composante principale*

Puisque ces méthodes visent à remplacer les ajustements manuels par des techniques de recalage automatisées, il convient de définir le champ de transformation possible des modèles (rigide et élastique) que l'opérateur aurait pu appliquer. L'idée est alors de s'appuyer sur une base de données de l'objet à reconstruire pour déterminer des modes de déformation des modèles à partir d'une analyse en composante principale de la base de données. Ces modèles statistiques déformables ont été popularisés par les travaux Cootes & Coll. (Cootes et al. 1995). La base de données regroupant les objets à reconstruire constitue une base d'apprentissage dans laquelle chaque modèle est décrit par un ensemble de points labellisés (« Point Distribution Models »). On construit alors à partir de cette base de données un modèle « moyen » et l'on recherche les modes de déformation principaux de la base autour de ce modèle moyen. La Figure 22 montre l'utilisation de cette méthode sur une base d'apprentissage de 18 mains décrite chacune par 72 points. La décomposition en analyse

principale montre que les 6 premiers modes principaux décrivent 96% des déformations de la base.

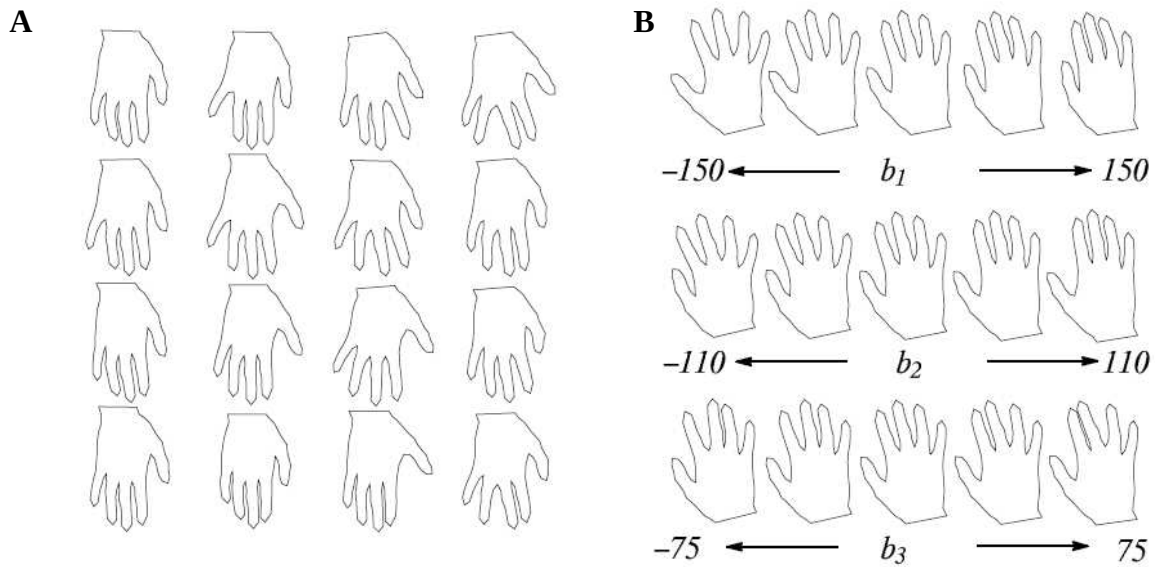


Figure 22 : a) base d'apprentissage de 18 mains décrite chacune par 72 points. b) La variation des 3 premiers modes de déformation correspondent à des mouvements particuliers des doigts de la main (d'après Cootes & Coll. (Cootes et al. 1995))

L'intérêt de cette approche est double. Tout d'abord, la méthode permet de contraindre les possibilités de déformations à un champ de déformation statistiquement plausible. De plus, cette méthode permet de réduire considérablement les inconnues du système. On transforme ainsi un modèle pouvant être décrit par quelques centaines de points labellisés en un modèle réduit à quelques dizaines de modes de déformation principaux, ce qui est un avantage certain en terme d'optimisation et de robustesse du système.

En revanche, la base d'apprentissage doit être assez large pour être représentative des déformations potentielles. De plus, les modes de déformations sont des « abstractions mathématiques » intéressantes dans une approche utilisant du traitement d'image, mais difficilement manipulables par un opérateur. En effet, si l'opérateur est capable de déformer un modèle en manipulant un point de contrôle agissant sur une région anatomique clairement identifiée (par exemple un point au bout de l'épineuse permettant de déformer toute l'épineuse), il peut difficilement agir sur un mode de déformation entraînant des déformations multiples et complexes du modèle.

Ainsi, de nombreuses méthodes de reconstruction s'appuyant sur des techniques de traitement d'image (Fleute 2001; Benameur et al. 2003; Benameur et al. 2005; Mahfouz et al. 2006; Sadowsky et al. 2007) définissent des modèles statistiques déformables à partir de l'analyse en composante principale d'une base d'apprentissage de l'objet à reconstruire. Les

bases de données utilisées dans ces différentes méthodes sont les suivantes : 30 vertèbres L5 saines reconstruites à partir du CT-scan (Fleute 2001), 30 vertèbres saines et 30 vertèbres scoliotiques par niveau vertébral numérisées à partir de mesures directes (Figure 23) (Benameur et al. 2003; Benameur et al. 2005) et 110 bassins reconstruites à partir du CT-scan (Sadowsky et al. 2007).

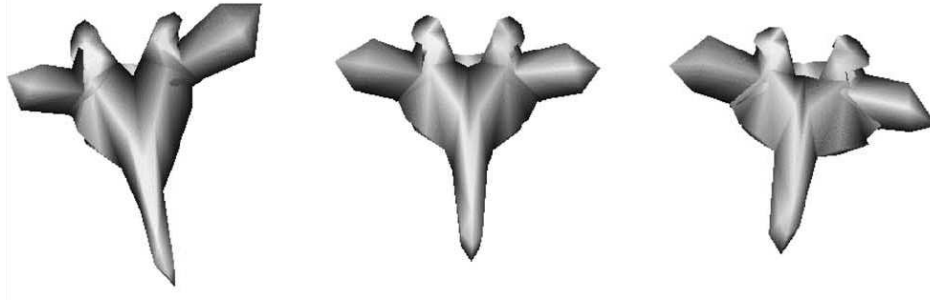


Figure 23 : Visualisation du premier mode de déformation (Benameur et al. 2003) obtenu par analyse en composante principale d'une base de données de 30 vertèbres saines et 30 vertèbres scoliotiques par niveau

(2) Initialisation des modèles

L'initialisation donne le premier positionnement des modèles, à partir duquel les algorithmes de traitement d'image sont exécutés. Cette initialisation peut être manuelle, c'est-à-dire que l'opérateur effectue lui-même un recalage rigide de l'objet (Fleute 2001; Mahfouz et al. 2006), ou semi-automatique. Dans le cas de la méthode de reconstruction du rachis proposée par Benameur & Coll. en 2003 (Benameur et al. 2003), une courbe passant par les corps vertébraux est numérisée par l'opérateur. 6 points SCP par vertèbre sont alors interpolés le long de cette courbe, dans une approche assez similaire à des méthodes précédemment décrites (Pomero et al. 2003; Dumas et al. 2008), afin de proposer une reconstruction initiale. Néanmoins, les auteurs soulignent que cette initialisation rapide, parfois relativement éloignée de la solution recherchée, peut poser problème pour la convergence des algorithmes. Ainsi, en 2005, Benameur & Coll. (Benameur et al. 2005) proposent d'affiner l'initialisation des vertèbres au fur et à mesure du processus de recalage par une approche hiérarchique. Ainsi, l'opérateur numérise 2 points SCP sur la vertèbre la plus distale (L5), afin d'obtenir une initialisation de la vertèbre (initialisation rigide du modèle générique). Les algorithmes de recalage automatique sont alors exécutés pour cette première vertèbre. La position obtenue permet d'initialiser la vertèbre sus-jacente, qui est ensuite recalée à son tour par traitement d'image... Cette méthode hiérarchique est ainsi utilisée pour recaler l'ensemble des vertèbres. Enfin, une méthode s'appuyant sur une initialisation automatique a été proposée pour la reconstruction du bassin (Sadowsky et al. 2007). Le modèle est ainsi initialisé au centre des

radiographies. En revanche, les auteurs s'appuient sur des images très réduites autour de la structure d'intérêt, ce qui simplifie grandement cette étape d'initialisation.

(3) Recalage par traitement d'image

A partir de cette étape d'initialisation, les algorithmes utilisant le traitement des images peuvent s'appuyer soit sur une segmentation des radiographies, soit sur des mesures de similarités.

(a) Recalage s'appuyant sur la segmentation des radiographies

Certaines méthodes de recalage utilisées dans le domaine de la reconstruction 3D à partir de radiographies biplanes (Fleute 2001; Benameur et al. 2003; Benameur et al. 2005) s'appuient sur la segmentation des radiographies.

Cette opération a pour objectif d'extraire, en utilisant des opérateurs de traitement d'image, les informations pertinentes contenues dans les radiographies. Par exemple, le filtre de Canny (Canny 1986), duquel dérive le filtre de Canny-Deriche (Deriche 1987), est souvent utilisé afin de détecter les contours (Benameur et al. 2003; Benameur et al. 2005). A partir des gradients de l'image, ce filtre réalise une extraction des maxima locaux et un seuillage par hystérésis afin de détecter les contours significatifs connectés entre eux (Figure 24A).

En parallèle, il faut extraire les contours que les modèles surfaciques « projettent » dans les radiographies, pour une initialisation donnée. Les algorithmes proposés (Laporte 2002; Benameur et al. 2003; Benameur et al. 2005) permettent d'extraire les contours (ou la silhouette), formés par l'ensemble des arêtes du maillage qui sont tangentes aux rayons partant de la source vers la radiographie.

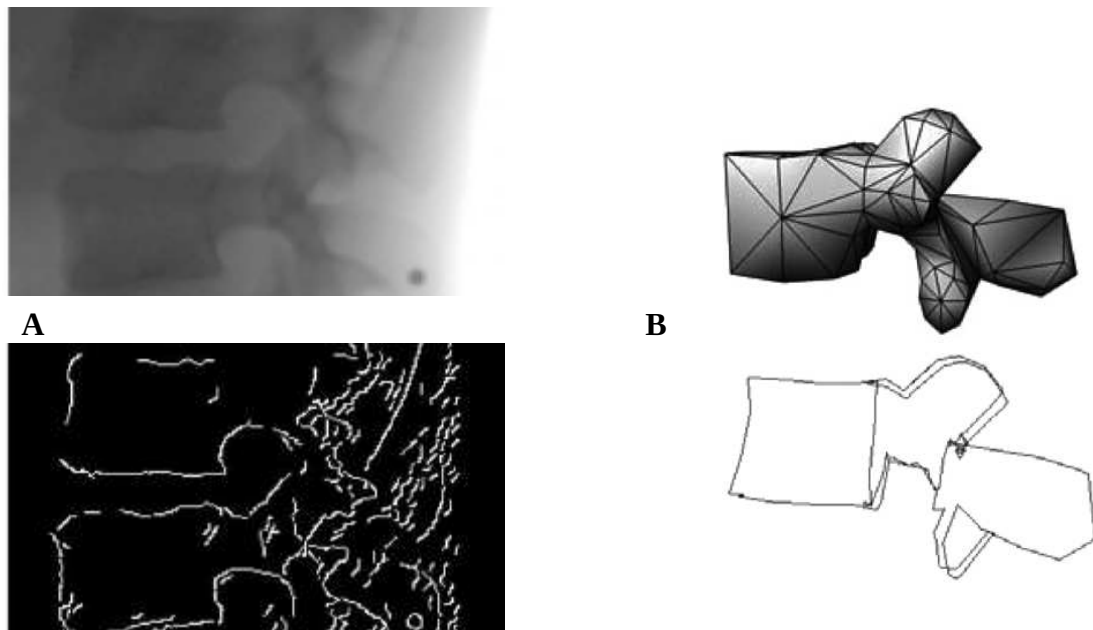


Figure 24 : (A) Contours détectés à partir d'un filtre de Canny-Deriché. (B) Contours (ou silhouette) extraits à partir du modèle surfacique de vertèbre (Benameur et al. 2003).

Il faut alors déterminer les transformations du modèle qui permettent de faire correspondre les contours qui en sont extraits aux contours détectés dans les images. Pour cela, les méthodes cherchent tout d'abord à effectuer un recalage rigide, afin d'optimiser le positionnement du modèle, puis un recalage élastique, qui permet d'affiner la forme.

L'algorithme « Iterative Closest Point » (Besl et al. 1992) est très utilisé dans les problématiques de recalage rigide (Fleute 2001). L'algorithme permet d'apparier (i.e. d'associer) chaque point du contour extrait du modèle au point le plus proche (selon différents critères de proximité) parmi les contours détectés dans l'image. Cet appariement définit une fonction de coût. Il est alors possible de calculer directement la transformation rigide qui permet de minimiser cette fonction et de faire converger les contours du modèle vers les contours détectés dans l'image. Cet algorithme est itéré jusqu'à satisfaction d'un critère qui détermine la convergence du système.

Dans une problématique de recalage élastique, les paramètres déterminant les transformations à appliquer au modèle sont recherchés en utilisant des algorithmes d'optimisation numérique. Différentes méthodes (Levenberg-Marquardt (Fleute 2001), Descente de gradient (Benameur et al. 2003; Benameur et al. 2005)...) sont utilisées pour rechercher les modes de déformation des modèles statistiques. Ces méthodes d'optimisation permettent de converger d'une manière itérative, vers les paramètres qui minimisent une fonction de coût définie à partir des contours modèle et des contours image.

(b) Recalage s'appuyant sur des mesures de similarité

La segmentation des images radiographiques est une opération assez délicate. En effet, la superposition des structures osseuses et des tissus mous fait apparaître de nombreux contours « parasites », qui ne sont pas les contours que l'on cherche à mettre en évidence pour l'objet à reconstruire. C'est pourquoi certaines études ont cherché à s'affranchir de cette étape en proposant des méthodes basées sur des mesures de similarité.

Les méthodes basées sur des mesures de similarité sont utilisées depuis longtemps pour recalquer des coupes sériées (CT-scan ou IRM effectuées par exemple en préopératoire) sur une ou plusieurs projections radiographiques (réalisées par exemple au moment de l'opération) (Maintz et al. 1998). Les données volumiques des coupes sériées permettent de générer des radiographies simulées (Figure 25A et B). L'idée est alors de déterminer les paramètres de transformation rigides du volume CT-scan ou IRM qui permettent de maximiser la similarité entre les radiographies simulées et les clichés réels (Figure 25B et C).

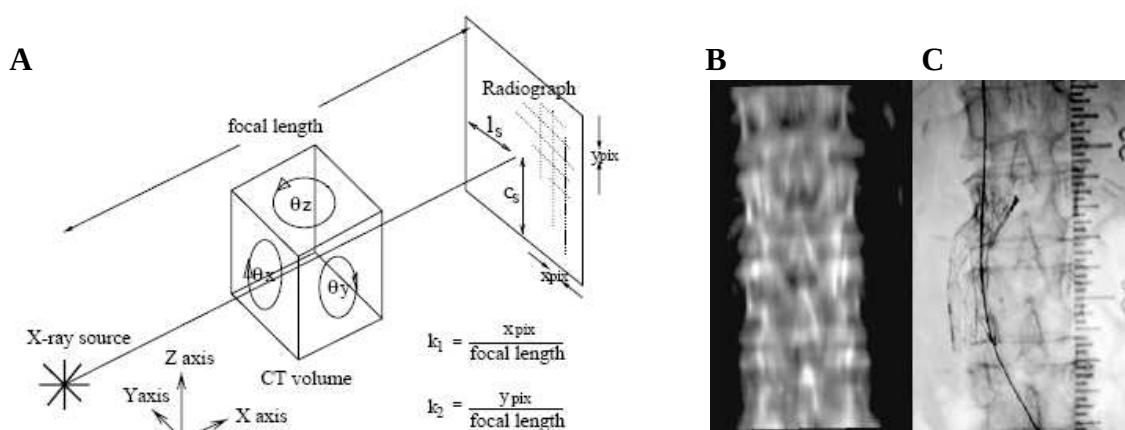


Figure 25 : Principe de la radiographie simulée à partir d'un volume CT-scan (A), radiographie simulée (B) et comparaison avec une image fluoroscopique (C) (Penney et al. 1998)

L'application de ces méthodes à la problématique de la reconstruction 3D à partir de radiographies biplanes n'est pas triviale. En effet, les modèles surfaciques utilisés par la plupart des méthodes de reconstruction ne permettent pas de générer des radiographies simulées.

C'est pourquoi certaines études ont développé des modèles volumiques dédiés à ces applications. Sadowski & Coll. (Sadowsky et al. 2007) utilisent, dans une approche préliminaire, un modèle surfacique de bassin à l'intérieur duquel des densités ont été affectées à partir des données CT-scan d'un patient. Mahfouz & Coll. (Mahfouz et al. 2006) quant à eux restent assez flous sur la définition de leur modèle de vertèbre et de fémur.

Ainsi, pour une initialisation donnée, des radiographies simulées sont générées et comparées aux radiographies réelles via un critère de similarité. A cet effet, de nombreux critères sont rencontrés et mis en concurrence dans la littérature (Penney et al. 1998). Par exemple, Mahfouz & Coll. (Mahfouz et al. 2006) s'appuie sur la corrélation croisée (« cross correlation ») et Sadowski & Coll. (Sadowsky et al. 2007) sur l'information mutuelle (« mutual information ») entre les radiographies réelles et simulées. A partir de ces critères, et comme pour les méthodes s'appuyant sur la segmentation des radiographies, des méthodes d'optimisation (algorithme génétique (Mahfouz et al. 2006), algorithme du simplexe (Sadowsky et al. 2007)) sont utilisées afin de rechercher les modes de déformation des modèles statistiques permettant de maximiser la similarité entre les clichés réels et simulés.

4.3 Evaluation des méthodes

Notons tout d'abord que certaines évaluations proposées restent très préliminaires (une vertèbre L2 in vitro (Fleute 2001) et une vertèbre L5 + un fémur (Mahfouz et al. 2006)). Les résultats de ces études ne seront donc pas abordés dans ce chapitre.

(1) Méthodes s'appuyant sur la segmentation des radiographies

La méthode de recalage des vertèbres proposée par Benameur & Coll. en 2003 (Benameur et al. 2003), avec une approche basée sur la segmentation des radiographies, montre des écarts de forme, en comparaison au CT-scan sur 57 vertèbres, de 1,5mm pour les vertèbres lombaires et de 0,7mm pour les thoraciques (écarts moyens). Les auteurs soulignent alors que l'initialisation rapide (et parfois assez lointaine) proposée pour chacune des vertèbres (à partir d'une courbe passant par les corps vertébraux), peut poser quelques problèmes à la convergence des algorithmes de recalage. Ainsi, les auteurs proposent en 2005 (Benameur et al. 2005) une méthode hiérarchique permettant une initialisation des vertèbres de proche en proche, visant à améliorer cette étape clé du processus. Or, les résultats, sur le même échantillon de données, sont légèrement en retrait (1,7mm pour les vertèbres lombaires et 1,5mm pour les thoraciques). Cela soulève certaines interrogations au niveau de cette étape d'initialisation des modèles. La comparaison des résultats avec la méthode semi-automatique utilisant des modèles paramétrés et des inférences statistiques transversales (Pomero et al. 2004), sur le même échantillon de données, montre toutefois que les écarts évalués par Benameur & Coll. sont assez proches (écarts moyens de 1,4mm pour Pomero & Coll. pour l'ensemble des vertèbres).

Ainsi, malgré certaines interrogations qui subsistent au niveau de cette étape d'initialisation, ces méthodes basées sur la segmentation des radiographies montrent donc des

résultats satisfaisants en termes de précision de forme. En revanche, pour ces deux approches quasi-automatiques (Benameur et al. 2003; Benameur et al. 2005), avec une initialisation très rapide et aucune vérification a posteriori de la part de l'opérateur, il serait essentiel d'évaluer également le positionnement des vertèbres. En effet, la forme peut être très précise en comparaison au CT-scan alors que la vertèbre présente une position erronée. De plus, l'évaluation de l'approche hiérarchique (Benameur et al. 2005) est réalisée sur des segments de vertèbres très courts (de deux à trois vertèbres), ce qui facilite grandement cette initialisation hiérarchique de proche en proche. Enfin, notons que les temps de calcul nécessaires aux algorithmes de recalage ne sont pas mentionnés.

(2) Méthodes s'appuyant sur des mesures de similarité

La méthode proposée par Sadowsky & Coll. (Sadowsky et al. 2007) s'appuie sur un modèle volumique de bassin pour proposer une méthode de recalage utilisant des mesures de similarité. Cette méthode appliquée au bassin requiert l'acquisition de trois à huit radiographies, avec un champ de vue réduit autour de la structure d'intérêt, ce qui diffère légèrement de la problématique du recalage à partir de deux radiographies biplanes. Ce champ de vue réduit permet une initialisation des modèles au centre des images pour proposer une méthode entièrement automatisée. Les auteurs obtiennent des écarts de forme, en comparaison au CT-scan sur 11 bassins in vitro, de 2,0 à 2,2mm en fonction du nombre de vues et de la taille du champ de vue. Cette évaluation préliminaire montre des résultats intéressants. En effet, Mitton & Coll. (Mitton et al. 2006) avaient évalué des écarts moyens de forme au niveau du bassin à 1,6mm avec une méthode de reconstruction NSCC.

4.4 Conclusion intermédiaire

En conclusion, les méthodes de reconstruction utilisant des techniques de recalage par traitement d'image (synthétisées dans le Tableau 4) proposent des pistes intéressantes pour semi-automatiser les méthodes de reconstruction à partir de radiographies biplanes. Néanmoins, l'étape d'initialisation manuelle (Fleute 2001; Mahfouz et al. 2006) ou semi-automatique (Benameur et al. 2003; Benameur et al. 2005) reste un problème, notamment dans le cas de la reconstruction du rachis thoracique et lombaire où 17 objets vertèbres sont à initialiser. Aucune des méthodes présentées, excepté l'approche présentée par Sadowsky & Coll. (Sadowsky et al. 2007) qui a l'avantage d'utiliser un champ de vue restreint et entre 3 et 8 clichés, ne propose une initialisation rapide et précise des modèles. Or cette initialisation proche de la solution recherchée est une condition indispensable à la convergence des algorithmes.

Les méthodes de recalage basées sur la segmentation des radiographies présentent certains avantages en termes d'optimisation pour faire converger les modèles. En effet, si la segmentation parvient à extraire les structures d'intérêt, les algorithmes d'optimisation (par exemple « Iterative Closest Point » (Besl et al. 1992)) sont relativement rapides (temps de calcul) et robustes pour faire converger les modèles 3D vers les contours segmentés. En revanche, cette étape de segmentation reste une étape particulièrement difficile, du fait de la présence de nombreux contours parasites et de la variabilité des images radiographiques que l'on est amené à traiter. Ainsi, une initialisation proche des modèles pourrait fortement aider à cette étape de segmentation en permettant de mieux cibler les structures potentiellement d'intérêt dans une zone de recherche restreinte.

Les méthodes basées sur des mesures de similarité permettent de s'affranchir de cette étape de segmentation en s'appuyant sur une mise en correspondance entre des radiographies simulées et les clichés réels. L'utilisation de ces méthodes a longtemps été freinée par des temps de calcul importants, les algorithmes d'optimisation nécessitant, au fur et à mesure de la convergence des modèles, la génération de radiographies simulées. Aujourd'hui, des méthodes efficaces ont été proposées permettant d'accélérer la génération des radiographies simulées (Birkfellner et al. 2005; Spoerk et al. 2007). L'application de ces approches à la reconstruction 3D à partir de radiographies biplanes n'est pas très répandue et nécessite d'approfondir la création de modèles volumiques (Sadowsky et al. 2007).

Enfin, notons que les reconstructions 3D obtenues à partir de ces approches semi-automatiques restent évaluées uniquement au niveau de la forme. Or, il apparaît essentiel de proposer également une évaluation du positionnement des modèles.

Tableau 4 : Tableau de synthèse des méthodes de reconstruction utilisant du traitement d'image à partir de radiographies biplanes

	Méthodes	Echantillon	Méthodes de validation	Résultats	Remarques
Fleute (2001) (Segmentation)	Modes de déformation extraits par ACP Initialisation : recalage rigide manuel Segmentation manuelle (approche préliminaire) Recalage rigide (ICP) puis élastique (Levenberg-Marquardt)	Evaluation préliminaire sur une vertèbre L2 in vitro	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan (écarts points surface)	2RMS : 2,5mm	Evaluation préliminaire
Benameur & Coll. (2003) (Segmentation)	Modes de déformation extraits par ACP Initialisation : premier modèle créé à partir de l'identification courbe corps vertébraux → 6 points SCP par vertèbre Détection des contours : filtre de Canny-Deriche Recalage rigide puis élastique (descente de gradient)	57 vertèbres scoliotiques thoraciques et lombaires in vivo	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan (écarts points surface)	Ecarts moyens Thoraciques : 1,5mm Lombaires : 0,7mm	Evaluation uniquement de la forme. L'étape d'initialisation semble poser problème dans ces approches.
Benameur & Coll. (2005) (Segmentation)	Méthode identique à Benameur & Coll. (2003) sauf: Initialisations hiérarchiques: identification des centres plateaux de la vertèbre la plus distale → recalage de la vertèbre → initialisation de la vertèbre sus-jacente...			Ecarts moyens Thoraciques : 1,7mm Lombaires : 1,5mm 2RMS Thoraciques : 3,3mm Lombaires : 3,8mm	
Mahfouz & Coll. (2006) (Similarité)	Modes de déformation extraits par ACP Initialisations : recalage rigide manuel Similarité : corrélation des gradients Recalage rigide puis élastique (algorithme génétique)	Evaluation préliminaire sur une vertèbre L5 et un fémur in vitro	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan (écarts points surface)	2RMS Vertèbre lombaire : 0,3mm Fémur: 0,1mm	Evaluation préliminaire
Sadowsky & Coll. (2007) (Similarité)	Modes de déformation de la surface extraits par ACP Modèles volumiques Initialisation automatique (centre des images) Modèles volumiques Similarité : information mutuelle Recalage rigide puis élastique (simplex) Test de plusieurs « Fields Of View » (FOV)	11 bassins sains in vivo	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan (écarts points surface)	3 vues, FOV = 270mm Ecarts moyens: 2.0mm 3 vues, FOV = 160mm Ecarts moyens: 2.2mm	Modèle volumique Evaluation in vitro

SYNTHESE ET OBJECTIFS DE LA THESE

Les rappels d'anatomie, présentés au début de ce mémoire ont permis d'introduire le contexte de ce travail de thèse. Ainsi, l'analyse morphologique des déformations rachidiennes montre que la scoliose induit des déformations tridimensionnelles complexes, caractérisées notamment par l'apparition de courbures dans le plan frontal, de rotations axiales et d'une importante cunéiformisation des vertèbres. D'où l'importance d'étudier le rachis scoliotique en trois dimensions.

Différents types d'appareils d'imagerie médicale sont utilisés en clinique afin d'étudier ces déformations. Le CT-scan et l'IRM permettent à partir d'acquisitions de coupes sériées d'avoir des informations volumiques détaillées sur les structures d'intérêt. De plus, des méthodes de reconstruction sont proposées pour obtenir une modélisation tridimensionnelle à partir de ce type d'images. Néanmoins, le CT-scan reste une modalité d'imagerie très irradiante et la dynamique des images IRM est d'avantage dédiée à l'étude des tissus mous qu'à l'analyse du squelette. De plus, le CT-scan et la plupart des systèmes IRM proposent une évaluation en position couchée, ce qui biaise l'analyse clinique, en particulier pour l'étude des déformations rachidiennes.

C'est pourquoi des méthodes de reconstruction à partir de radiographies biplanes ont été développées. Cette modalité d'imagerie permet d'obtenir une modélisation tridimensionnelle du squelette, en position debout et à partir d'uniquement deux clichés radiographiques (faible dose d'irradiation pour le patient).

Le développement de méthodes de reconstruction tridimensionnelles s'est d'abord focalisé sur la recherche de modélisations précises. En ce sens, l'introduction des méthodes NSCP et NSCC (points et contours non stéréo-correspondants) (Veron 1997; Aubin et al. 1998; Mitton et al. 2000; Mitulescu 2001; Mitulescu et al. 2001; Laporte 2002; Mitulescu et al. 2002; Delorme et al. 2003; Laporte et al. 2003; Le Bras 2004; Mitton et al. 2006) a permis un gain de précision majeur. Néanmoins, le temps de reconstruction de ces méthodes (deux heures pour un rachis) restait trop contraignant pour une utilisation en routine clinique.

Ainsi, des méthodes de reconstruction semi-automatique, s'appuyant sur des modèles paramétrés et des techniques d'estimation (Pomero et al. 2004; Baudoin 2007; Dumas et al. 2008) ont été proposées. Ces méthodes permettent d'obtenir une initialisation (modèle pré-personnalisé) rapide et proche de la solution recherchée, afin de réduire le temps de

reconstruction et d'améliorer la convergence des algorithmes. De plus, l'utilisation de techniques d'inférences s'appuyant sur des bases de données de l'objet à reconstruire (Pomero et al. 2004; Baudoin 2007) permet de proposer une initialisation à partir d'un modèle statistique. Néanmoins, ces méthodes présentent certaines limites. La méthode de reconstruction du rachis proposée par Pomero & Coll. (Pomero et al. 2004) reste relativement contraignante et nécessite la saisie systématique d'un nombre réduit de repères, pour toutes les vertèbres, portant le temps de reconstruction à 14 minutes pour le modèle pré-personnalisé et à 20 minutes pour la solution personnalisée. Par ailleurs, la méthode de reconstruction s'appuyant sur un modèle global du rachis (Dumas et al. 2008) permet d'obtenir un modèle pré-personnalisé rapidement (5 minutes), mais non ajusté au niveau de la forme des vertèbres, ce qui est une limite majeure en termes d'applications cliniques à des cas pathologiques. Il n'est pas prévu dans cette approche d'étape supplémentaire permettant d'obtenir un modèle personnalisé incluant un ajustement fin de la forme des modèles. De plus, cette méthode basée sur des interpolations linéaires ne propose pas d'initialisation statistique des modèles.

En parallèle, des méthodes utilisant du traitement d'image (Fleute 2001; Benameur et al. 2003; Benameur et al. 2005; Mahfouz et al. 2006; Sadowsky et al. 2007) ont permis d'apporter des pistes intéressantes en termes de semi-automatisation, en proposant de remplacer certaines actions de l'opérateur par des techniques de recalage automatisées. En revanche, une initialisation proche de la solution recherchée apparaît comme une condition sine qua non à la convergence des algorithmes. Cette question de l'initialisation des modèles reste une problématique majeure qui est encore plus complexe dans le cas de la reconstruction du rachis (Benameur et al. 2003; Benameur et al. 2005), où plusieurs objets « vertèbre » doivent être initialisés de manière précise, robuste et rapide. Parmi les différentes approches rencontrées dans la littérature, une première famille de méthodes, basées sur la segmentation des radiographies (Fleute 2001; Benameur et al. 2003; Benameur et al. 2005), vise à faire converger les modèles vers les contours significatifs détectés dans les images. Néanmoins, pour ces approches, l'étape de segmentation apparaît comme un point particulièrement délicat. Notons qu'une initialisation des modèles proche de la solution recherchée pourrait aider à la segmentation en permettant de mieux cibler les structures potentiellement d'intérêt dans une zone de recherche restreinte. Une deuxième famille de méthodes, utilisant des mesures de similarité entre les clichés réels et des radiographies simulées (Mahfouz et al. 2006; Sadowsky et al. 2007) a été proposée afin de s'affranchir de la segmentation des radiographies. Cependant, ces méthodes nécessitent d'être approfondies, notamment en ce qui

concerne la création de modèles volumiques permettant de générer des radiographies simulées.

Ainsi, l'objectif de cette thèse est de progresser dans l'automatisation des méthodes de reconstruction 3D à partir de radiographies biplanes. Les méthodes proposées seront appliquées au rachis thoracique et lombaire dans le contexte spécifique de la scoliose.

La première partie de ce travail de thèse est consacrée au développement et à l'évaluation d'une méthode de reconstruction basée à la fois sur des modèles paramétrés de vertèbres utilisant des inférences statistiques transversales et sur des modèles paramétrés de rachis s'appuyant inférences statistiques longitudinales. Ce travail est une extension de la méthode de reconstruction proposée par Pomero & Coll. (Pomero et al. 2004), méthode basée uniquement sur des modèles de vertèbres et des inférences transversales. Deux niveaux de reconstruction seront proposés. Une reconstruction dite « pré-personnalisée » permettra d'obtenir très rapidement un premier estimé de la reconstruction 3D, qui constituera une initialisation proche de la solution recherchée. L'opérateur pourra ensuite ajuster finement les modèles pour obtenir un deuxième niveau de reconstruction dit « personnalisé ».

Ensuite, l'objectif sera de poursuivre la semi-automatisation de la méthode de reconstruction utilisant des modèles paramétrés et des inférences statistiques, en intégrant des techniques de recalage par traitement d'image. Au préalable, nous développerons et évaluerons, dans la deuxième partie de ce travail de thèse, des modèles « pseudo-volumiques » de vertèbres, permettant de générer des radiographies simulées et ainsi d'ouvrir la voie à des méthodes de recalage par traitement d'image.

La troisième partie de ce travail de thèse sera donc consacré au développement de méthodes de recalage s'appuyant sur du traitement d'image. Les deux familles de méthodes de recalage par traitement d'image seront investiguées. Ainsi, nous proposerons une méthode de recalage des corps vertébraux s'appuyant sur la segmentation des images ainsi qu'une méthode de recalage des pédicules utilisant des mesures de similarités. Ces algorithmes seront intégrés à la méthode de reconstruction basée sur des modèles paramétrés et des inférences statistiques (première partie de ce travail de thèse) pour proposer et évaluer une nouvelle méthode de reconstruction.

TRAVAIL PERSONNEL

Comme nous l'avons détaillé dans le paragraphe précédent, ce travail de thèse s'articule en trois parties. Une première partie permettra de proposer et d'évaluer une méthode de reconstruction semi-automatique utilisant des modèles paramétrés et des inférences statistiques longitudinales et transversales. Pour introduire dans cette méthode des techniques de recalage par traitement d'image, des représentations pseudo-volumiques des vertèbres seront développées et évaluées, ce qui fera l'objet de la deuxième partie de ce travail. Finalement, une troisième partie sera consacrée au développement de méthodes de recalage par traitement d'image et à l'évaluation d'une nouvelle méthode de reconstruction s'appuyant sur la méthode de reconstruction présentée en première partie et sur ces algorithmes de recalage.

1 Reconstruction 3D du rachis à partir de modèles paramétrés et d'inférences statistiques longitudinales et transversales

1 Principe général de la méthode

Cette méthode semi-automatique de reconstruction du rachis s'appuie sur une modélisation paramétrée des vertèbres et du rachis et sur des inférences statistiques transversales et longitudinales. La constitution d'une base de données ainsi que la définition de modèles paramétrés de vertèbres et de rachis nous permettra de mettre en place un modèle d'inférences statistiques. Ces inférences ont pour objectif l'estimation, à partir de la connaissance de certains paramètres, des paramètres du modèle qui sont inconnus. Nous décrirons la mise en place et proposerons une évaluation de ce modèle d'inférences statistiques.

Nous proposerons, en nous appuyant sur ce modèle statistique, une méthode de reconstruction du rachis thoracique et lombaire à partir de radiographies biplanes. Deux niveaux de reconstruction seront proposés. Un premier niveau permettra d'obtenir très rapidement une reconstruction dite « pré-personnalisée », c'est-à-dire un premier estimé de la reconstruction 3D, proche de la solution recherchée. L'opérateur pourra ensuite ajuster finement les modèles pour obtenir un deuxième niveau de reconstruction dit « personnalisée ».

2 Constitution de la base de données

Les inférences statistiques s'appuient sur deux bases de données : une base de données de vertèbres isolées qui permet de déduire des relations entre les paramètres décrivant la forme des vertèbres, et une base de données de rachis, qui permet de déduire des relations de positionnement et de dimension des vertèbres les unes par rapport aux autres.

2.1 Base de données de vertèbres

La base de données de vertèbres a été collectée dans le cadre de travaux précédents (Laporte 2000; Semaan et al. 2001; Parent et al. 2002). Des mesures directes de 1628 vertèbres sèches ont été réalisées à l'aide d'une machine à mesurer tridimensionnelle Fastrack® (Polhemus, VT). Parmi les 1628 vertèbres, 471 sont issues de spécimens

cadavériques scoliotiques et 1157 proviennent de spécimens ne présentant pas de courbures scoliotiques. Environ 200 points anatomiques labellisés ont été systématiquement numérisés sur chacune des vertèbres.

2.2 Base de données de rachis

Cette base de données est constituée des rachis de 175 sujets. Parmi ces sujets, 91 sont des sujets asymptomatiques, 47 des patients présentant une scoliose idiopathique modérée et 37 des patients ayant une scoliose idiopathique sévère. Les caractéristiques de ces sujets sont détaillées dans le Tableau 5.

Ces sujets ont bénéficié d'un examen en radiographie biplane. 100 de ces sujets ont été radiographiés en utilisant les systèmes EOS de l'hôpital *Saint-Vincent de Paul* (Paris, France) et du *Laboratoire de Biomécanique* (LBM, ENSAM-CNRS, Paris, France). Les radiographies biplanes des 75 autres sujets ont été obtenues à partir de systèmes « conventionnels » installés dans différents hôpitaux de France (CHU *Bellevue* de Saint-Etienne, CHU de Toulouse, hôpital *Tripode* à Bordeaux, hôpital *Saint-Vincent de Paul* à Paris). Les sujets asymptomatiques ont été radiographiés dans le cadre de travaux de recherche précédents (Bertrand 2005), approuvés par le *Comité Consultatif pour la Protection des Personnes se prêtant à une Recherche Biomédicale (CCPPRB, étude N°02547)*. Les patients scoliotiques, radiographiés en milieu hospitalier pour un examen clinique lié à leur pathologie rachidienne, ont également été inclus dans des études précédentes (Dumas 2002; Lafage 2002; Champain 2004; Bertrand 2005; Lafon-Jalby 2006).

Des reconstructions tridimensionnelles de ces rachis ont été obtenues en utilisant la méthode de reconstruction proposée par Pomero & Coll. (Pomero et al. 2004) complétée par un ajustement fin des contours des vertèbres. Les principales étapes de cette méthode sont rappelées ci-dessous :

- ✚ Identification dans chacune des radiographies des quatre coins de chacun des corps vertébraux.
- ✚ Estimation par inférences statistiques transversales de l'enveloppe de chacune des vertèbres
- ✚ Ajustement fin des contours retroprojetés dans les images grâce à 28 points de contrôles.

Des échantillons représentatifs de la base de données de rachis obtenus en utilisant cette méthode sont présentés Figure 26.

Tableau 5 : Caractéristiques des sujets inclus dans la base de données de rachis

Sujets	Nombre			Age moyen [min-max]
	F	H	Total	
Asymptomatiques	30	61	91	29 [20 – 72]
Scolioses idiopathiques modérées	39	8	47	11 [7 – 16]
Scolioses idiopathiques sévères	29	8	37	16 [12 – 34]
Total	98	77	175	19 [7 – 72]

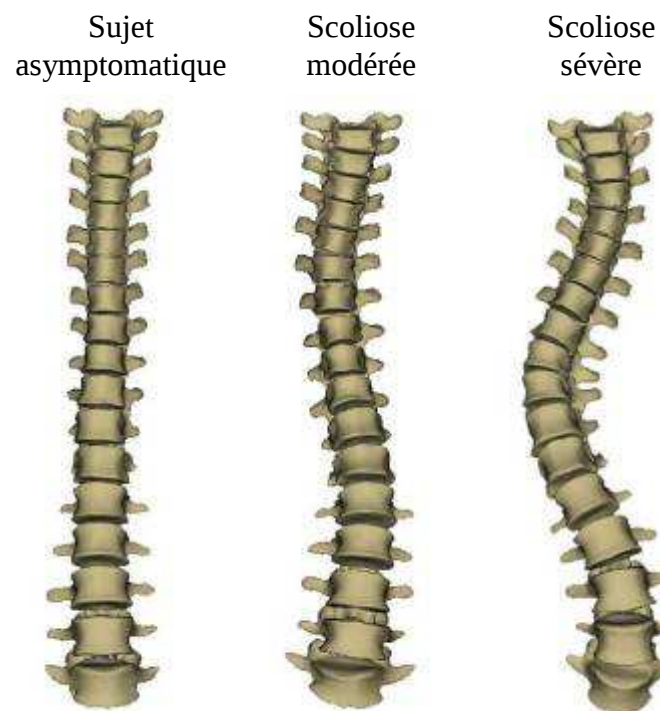


Figure 26 : Echantillons de la base de données de rachis

3 Modèles paramétrés

3.1 Introduction

Le modèle paramétré que nous proposons est un modèle à deux niveaux. En effet, il s'appuie sur des modèles paramétrés de vertèbres utilisant la base de données de vertèbres pour définir un modèle d'inférences statistiques transversales. Il comprend également un modèle paramétré du rachis s'appuyant sur la base de données de rachis pour proposer un modèle d'inférences statistiques longitudinales. On entend par « inférences statistiques », l'estimation statistique de paramètres à partir de la connaissance d'autres paramètres.

D'une manière générale, les paramètres descripteurs de ces modèles paramétrés ont été choisis dans le but de répondre aux critères suivants :

- ✚ Simplicité : décrire les éléments anatomiques du rachis et des vertèbres avec un nombre de paramètres réduits,
- ✚ Identification dans les radiographies : la localisation dans les radiographies des éléments anatomiques décrits doit être possible,
- ✚ Pertinence statistique : nous avons vérifié qu'il existait bien des corrélations statistiques (linéaires) entre les paramètres. Pour cela, nous nous sommes appuyés sur les bases de données de rachis et de vertèbres et nous avons étudié les coefficients de corrélations (Pearson) entre les différents descripteurs.

3.2 Modèle paramétré de vertèbre

Un modèle paramétré de vertèbre est proposé pour chaque niveau vertébral. Les paramètres décrivant ces modèles sont les suivants :

- ✚ 8 dimensions caractérisant le corps vertébral : largeur et profondeur des plateaux supérieurs et inférieurs et hauteurs antérieure, postérieure, gauche et droite (Figure 27A)
- ✚ Les coordonnées de 28 points 3D anatomiques (Figure 27B).

Ce modèle est basé sur les travaux de Pomero & Coll. (Pomero et al. 2004). L'ensemble de ces paramètres a été calculé sur chacune des 1628 vertèbres isolées de la base de données de vertèbres, nous permettant de constituer une base de données de paramètres descripteurs de vertèbres. C'est sur cette base de données que nous nous appuyons pour proposer un modèle d'inférences transversales. Ces inférences transversales seront utilisées pour estimer, à partir de la connaissance des 8 dimensions caractérisant le corps vertébral, les coordonnées des points 3D anatomiques. Notons que parmi les 28 points à estimer, 10 points 3D appartenant aux plateaux vertébraux peuvent être directement déduits de la connaissance des 8 dimensions (Figure 27C). Ainsi, les inférences transversales seront utilisées pour estimer un sous-ensemble de 18 points parmi les 28 points 3D anatomiques, les 10 autres points étant connus directement.

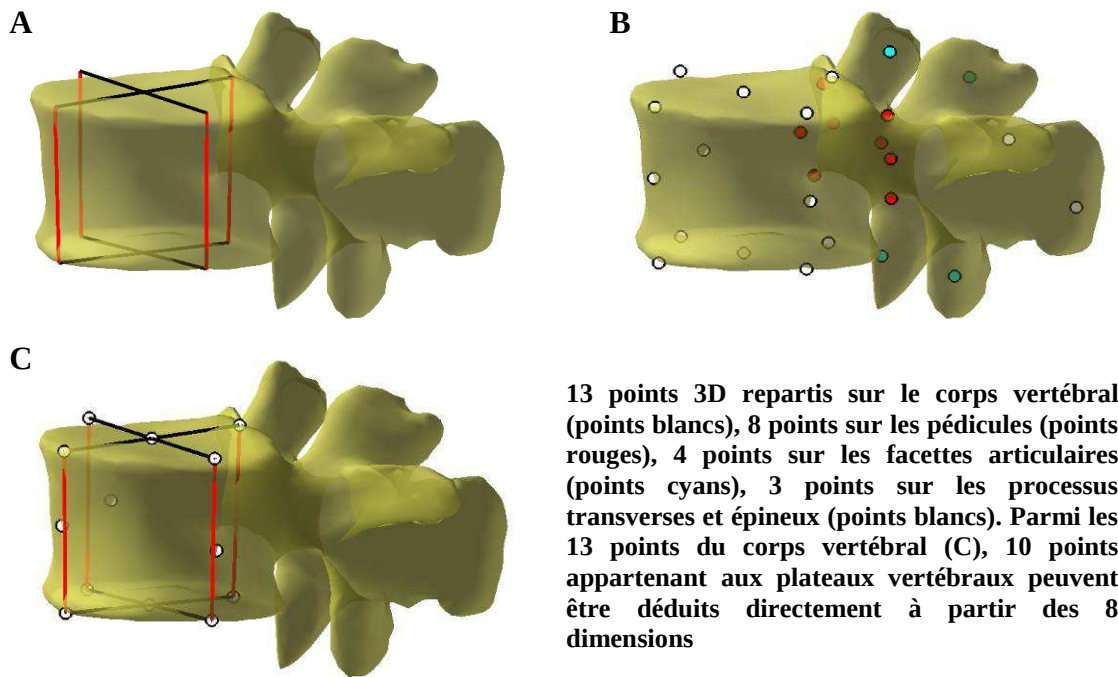


Figure 27 : Modèle paramétré de vertèbres (illustration sur une vertèbre L4) : 8 dimensions caractérisant le corps vertébral (A) et les coordonnées de 28 points 3D anatomiques (B). Détail des points au niveau du corps vertébral (C)

3.3 Modèle paramétré du rachis

Le modèle paramétré du rachis est construit autour d'une courbe passant par le barycentre de chacun des corps vertébraux. Cette courbe qui traduit la courbure du rachis sera appelée « la courbe spinale ». Le modèle paramétré du rachis s'appuie sur les descripteurs suivants (Figure 28):

- ✚ La longueur L_{rachis} de la courbe spinale,
- ✚ La largeur et la profondeur ($L_{\text{Plat.}}$ et $P_{\text{Plat.}}$) de chacun des plateaux vertébraux (supérieurs et inférieurs),
- ✚ L'abscisse curviligne $t_{\text{Plat.}}$ de chacun des plateaux issue d'une paramétrisation en longueur d'arc de la courbe spinale.

Au total, 103 paramètres sont ainsi définis : 34 $L_{\text{Plat.}}$, 34 $P_{\text{Plat.}}$, 34 $t_{\text{Plat.}}$, et un paramètre L_{rachis} . L'ensemble de ces paramètres a été calculé sur chacune des 175 reconstructions de la base de données de rachis, nous permettant de constituer une base de données de paramètres descripteurs du rachis. C'est sur cette base de données que nous nous appuierons pour proposer un modèle d'inférences statistiques longitudinales. Cette technique d'inférences, que nous décrirons par la suite, nous permettra, à partir de la connaissance d'un sous-ensemble quelconque des paramètres du rachis, d'estimer les paramètres du rachis qui nous sont inconnus.

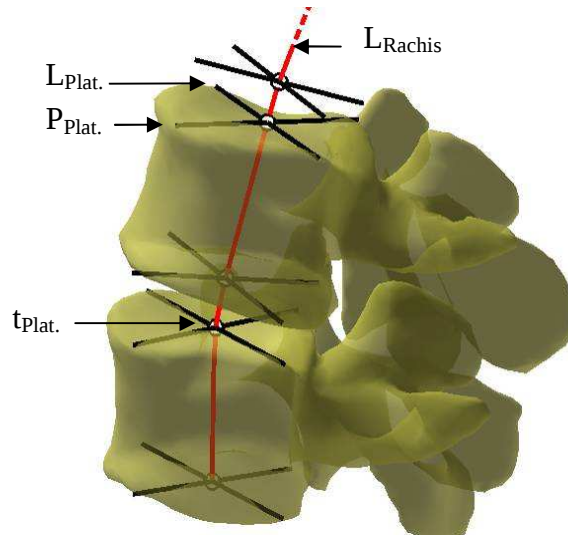


Figure 28 : Modèle paramétré du rachis

4 Inférences statistiques longitudinales et transversales

A partir des modèles paramétrés du rachis et des vertèbres, l'objectif est de s'appuyer sur les bases de données constituées pour proposer des modèles paramétrés d'inférences statistiques. Nous allons tout d'abord rappeler brièvement les principes mathématiques de la régression multilinéaire et des régressions des moindres carrés partiels, méthodes sur lesquelles nous nous appuierons pour proposer des modèles d'inférence. Puis nous présenterons successivement les modèles d'inférences statistiques longitudinales, puis transversales, en proposant une brève évaluation des capacités de chacun de ces modèles.

4.1 Principes mathématiques

(1) Régression multilinéaire

La régression multilinéaire est utilisée pour estimer statistiquement des variables à partir d'un ensemble d'autres variables, appelées prédicteurs ou régresseurs. A partir d'une base de données regroupant n observations des différentes variables, on construit la matrice X de dimension $(n \times p)$ regroupant les p prédicteurs et la matrice Y de dimension $(n \times q)$ regroupant les q variables à prédire. La matrice de régression $\hat{\beta}$ est donnée par:

$$\hat{\beta} = ({}^tXX)^{-1}({}^tX)Y$$

A partir de la connaissance de variables prédictives regroupées dans une matrice x de dimension $(1 \times p)$, les variables à prédire peuvent être estimées par la formule suivante:

$$y = x\hat{\beta} \quad , y \text{ étant une matrice de dimension } (1 \times q).$$

La qualité de la régression peut être estimée à partir de la base de données par l'analyse des résidus. Ces résidus sont donnés par :

$$E = Y - X\hat{\beta}$$

La régression multilinéaire est, en matière de régression à partir de plusieurs variables, l'approche de base la plus couramment utilisée. Néanmoins, cette technique peut s'avérer instable dans certaines circonstances, notamment lorsque beaucoup de paramètres sont utilisés comme régresseurs et que ceux-ci sont très corrélés entre eux (multicolinéarités entre les variables) (Abdi 2007). C'est pourquoi des méthodes de régression plus stables ont été introduites. La régression des moindres carrés partiels en est un exemple.

(2) Régression des moindres carrés partiels (PLS)

La régression des moindres carrés partiels (Abdi 2007) (méthode « PLS » pour « Partial Least Squares ») est une approche factorielle. Elle permet de réduire la dimension des variables utilisées comme régresseurs afin de satisfaire à ces deux critères : supprimer les multicolinéarités entre les régresseurs et proposer une régression de qualité. Ainsi, la méthode PLS cherche à définir des vecteurs « latents » qui décrivent les régresseurs (et permettent d'en réduire l'espace vectoriel) tout en étant des régresseurs pertinents au regard des variables que l'on cherche à estimer. A partir du choix des vecteurs latents appropriés, la technique permet de calculer la matrice de régression $\hat{\beta}$ (équivalente à ce que l'on calcule en régression multilinéaire). Il est alors possible d'estimer les variables à prédire et d'évaluer la qualité de la régression à partir de l'analyse des résidus, de la même manière que pour la régression multilinéaire.

4.2 Inférences statistiques longitudinales

Dans le protocole de reconstruction que nous allons mettre en place, et que nous détaillerons par la suite, l'opérateur va être amené, tout au long du processus de reconstruction, à saisir ou à ajuster certains paramètres descripteurs du rachis (largeur, profondeur ou position de chacun des plateaux). Le modèle d'inférences longitudinales doit permettre d'estimer statistiquement, pour un état donné du système, les descripteurs qui n'ont pas été retouchés. Dans un premier temps, nous nous sommes appuyés sur un modèle classique basé sur des régressions multilinéaires. Nous montrerons les limites de ce type d'approche, qui nous ont conduit à mettre en place des régressions basées sur les moindres carrés partiels.

(1) Régression multilinéaire

(a) Méthode

La régression multilinéaire peut être appliquée directement au cas des inférences longitudinales sur le modèle paramétré de rachis. Imaginons qu'à un instant donné, l'opérateur ait ajusté, par exemple, la largeur et la position des plateaux de L3. Ces paramètres sont alors utilisés en tant que régresseurs pour estimer, en s'appuyant sur la base de données des paramètres descripteurs du rachis, les paramètres non retouchés par l'opérateur. Au fur et à mesure des ajustements de l'opérateur, les nouveaux paramètres descripteurs connus sont ajoutés à la liste des régresseurs pour venir enrichir le système et, par conséquent, améliorer la qualité de la régression. C'est ce concept d'« auto-amélioration », que nous introduisons et que nous allons étudier dans le paragraphe suivant.

(b) Evaluation

L'objectif est d'étudier le comportement du modèle d'inférences longitudinales basé sur des régressions multilinéaires, au fur et à mesure que des informations sont ajoutées en paramètres régresseurs. Ainsi, nous cherchons à évaluer le comportement du modèle, d'une manière générale, quelque soit l'ordre dans lesquels les ajustements sont effectués par l'opérateur. Pour cela nous générons 1000 ordres aléatoires dans lesquels les informations vont être ajoutées : par exemple, position du plateau supérieur de L3, puis largeur du plateau inférieur de T12, puis profondeur du plateau supérieur de T2,... A partir de ces ordres prédéfinis, nous allons simuler chacune de ces situations sur la base de données des descripteurs du rachis, estimer les paramètres inconnus à chaque étape et calculer les résidus. Cette méthode va nous permettre d'observer, au fur et à mesure que des paramètres sont ajoutés en régresseurs, comment les paramètres estimés se rapprochent des paramètres de la base.

(c) Résultats et discussion

Le graphique de la Figure 29 montre le comportement du modèle au fur et à mesure que des paramètres sont ajoutés en tant que régresseurs. L'analyse des résidus permet de quantifier l'écart entre les paramètres estimés et les paramètres réels (de la base de données). La valeur de 2 fois l'écart type des résidus fournit un intervalle de confiance à 95% sur l'estimation (en millimètre). A la première étape, seulement un paramètre est connu, les résidus sont calculés sur les 102 paramètres restants. A la dernière étape, il ne reste qu'un

paramètre à estimer à partir de la connaissance de tous les autres. La figure montre qu'au fur et à mesure que des régresseurs sont ajoutés dans le modèle d'inférence, les résidus diminuent, montrant que les paramètres estimés se rapprochent de leur valeur vraie. On remarque également que peu de paramètres régresseurs suffisent pour produire un bon estimé de l'ensemble des paramètres du système. A partir de la connaissance d'une quinzaine de paramètres régresseurs, 95% des paramètres sont estimés avec un écart inférieur à ± 3 mm.

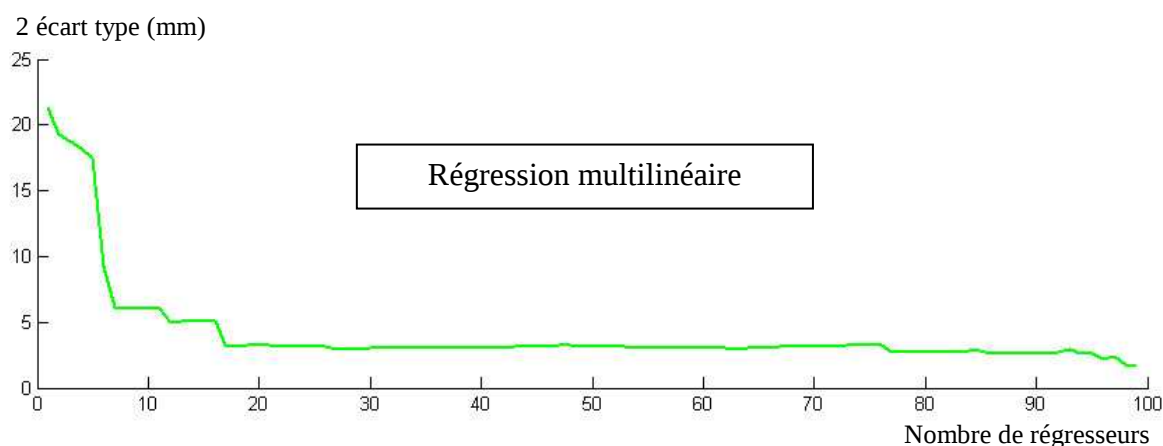


Figure 29 : Comportement de la régression multilinéaire: écarts entre les paramètres estimés et les valeurs vraies de ces paramètres

Néanmoins, la simulation que nous proposons traduit des situations idéales. En effet, à chaque étape, la valeur des paramètres régresseurs est exactement connue, ce qui n'est pas le cas dans la réalité. En effet, le paramètre descripteur, ajusté par l'opérateur, est entaché d'une incertitude de mesure. Pour introduire ce phénomène dans notre simulation, nous avons artificiellement bruité les paramètres régresseurs utilisés pour l'estimation des résidus. Un bruit gaussien d'écart type σ variable a été introduit. La Figure 30 montre le comportement du modèle en fonction du bruit introduit.

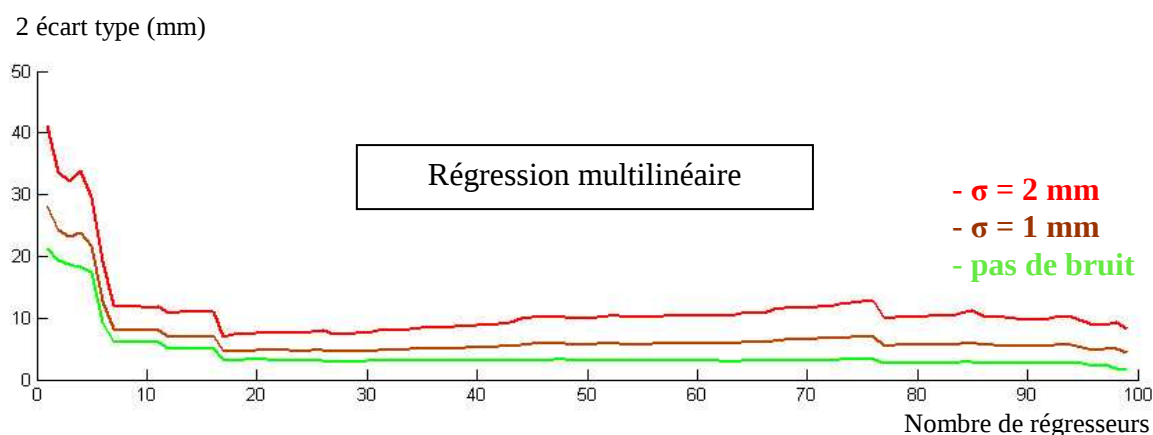


Figure 30 : Comportement de la régression multilinéaire: écarts entre les paramètres estimés et les valeurs vraies de ces paramètres en fonction du bruit (écart type σ) introduit sur les régresseurs

Ce modèle basé sur des régressions multilinéaires montre une forte sensibilité au bruit. Le principe d'auto-amélioration n'est plus vérifié dans le cas de données bruitées puisqu'au delà d'une quinzaine de régresseurs, les écarts augmentent au fur et à mesure que des régresseurs sont ajoutés.

Ces problèmes d'instabilité, que nous avons évoqués dans la description des principes mathématiques de la régression multilinéaire, se produisent lorsque beaucoup de paramètres sont utilisés comme régresseurs, et que ceux-ci sont très corrélés entre eux (multicolinéarités entre les variables), ce qui est le cas de notre modèle. C'est pourquoi nous avons introduit une régression des moindres carrés partiels.

(2) Régression des moindres carrés partiels (PLS)

(a) Méthode et évaluation

A l'image de l'évaluation que nous avons proposée pour la régression multilinéaire, nous allons étudier le comportement du modèle basé sur cette approche « PLS », au fur et à mesure que des descripteurs sont ajoutés dans le système. Ainsi, les méthodes de régression multilinéaires et PLS ont été évaluées dans les mêmes conditions.

(b) Résultats et discussion

La Figure 31 montre le comportement du modèle de régression PLS en fonction du bruit introduit. Le modèle apparaît beaucoup moins sensible au bruit, ce que traduit également la Figure 32 qui compare le comportement des deux approches pour un bruit donné.

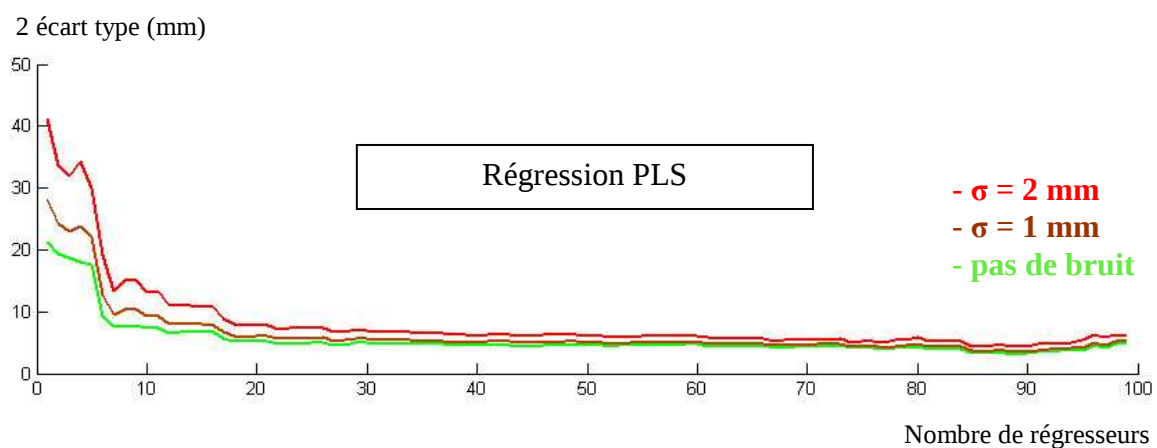


Figure 31 : Comportement de la régression PLS: écarts entre les paramètres estimés et les valeurs vraies de ces paramètres en fonction du bruit (écart type σ) introduit sur les régresseurs

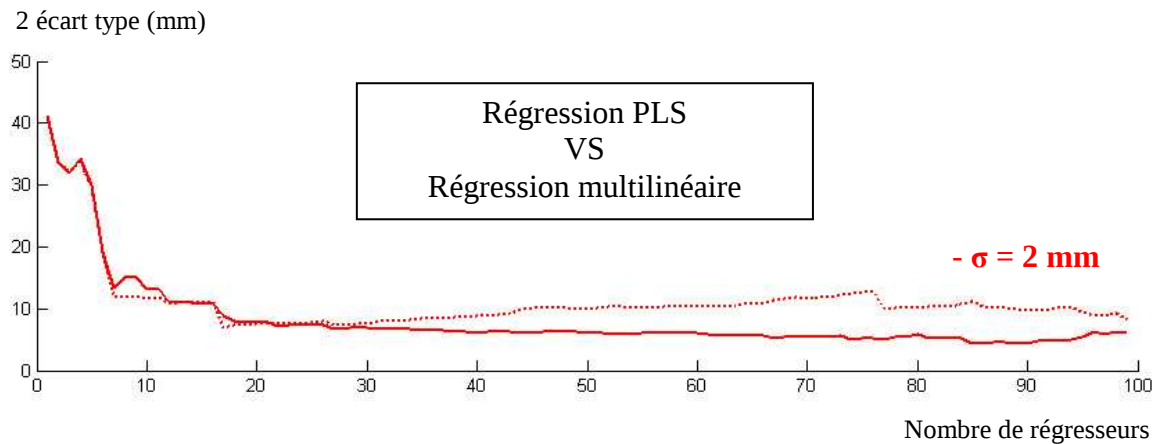


Figure 32 : Comportement de la régression PLS (en trait continu) en comparaison avec la régression multilinéaire (en pointillés) pour un bruit gaussien avec un écart type σ de 2 mm

(3) Conclusion

Le modèle d'inférence longitudinale proposé s'appuie sur la connaissance de certains paramètres utilisés comme régresseurs pour estimer l'ensemble des paramètres descripteurs du rachis. L'évaluation de deux approches statistiques a montré les avantages de la régression PLS par rapport à la régression multilinéaire. C'est donc sur cette méthode de régression que nous nous appuierons pour bâtir le modèle d'inférences statistiques longitudinales. Cette évaluation a montré que la connaissance de quelques paramètres descripteurs permettait un bon estimé de l'ensemble des paramètres du système. De plus, le concept d'« auto-amélioration » a été introduit, un concept traduisant la convergence du modèle au fur et à mesure que des régresseurs sont ajoutés dans le système. Dans le chapitre suivant, nous allons décrire le modèle d'inférences transversales mis en place.

4.3 Inférences statistiques transversales

Les inférences transversales s'appuient sur la connaissance des 8 dimensions caractéristiques du corps vertébral (voir la description du modèle paramétré de vertèbre Figure 27) pour estimer les coordonnées de points 3D anatomiques. Parmi les 28 points 3D anatomiques, 10 points situés sur les plateaux vertébraux peuvent être déduits directement de la connaissance des 8 dimensions caractéristiques, alors que 18 seront estimés par inférences statistiques transversale. Dans cette situation où peu de régresseurs sont utilisés, le concept d'« auto-amélioration » a moins de pertinence et ne sera pas étudié.

Cette technique d'estimation transversale s'appuie sur les travaux de Pomero & Coll. (Pomero et al. 2004). C'est pourquoi nous développerons plus brièvement cette méthode d'inférences. Néanmoins, l'approche proposée par Pomero & Coll. utilisait des régressions

multilinéaires. Nous allons montrer comment la régression PLS permet d'introduire de la robustesse dans le modèle.

(1) Méthode et évaluation

Nous nous intéressons dans cette évaluation à l'estimation par inférences statistiques transversales des 18 points 3D anatomiques. Comme pour les inférences longitudinales, les deux approches « régression multilinéaire » et « régression PLS » ont été mises en œuvre et évaluées. L'évaluation s'appuie sur la base de données de vertèbres isolées. Pour chaque niveau vertébral, nous avons évalué à partir des 8 dimensions caractéristiques (paramètres régresseurs) contenues dans la base, les coordonnées des points 3D anatomiques. Cette évaluation est réalisée à partir de données bruitées et non bruitées. L'exemple de l'évaluation de 60 vertèbres L4 contenues dans la base de données est proposé.

(2) Résultats et discussion

L'analyse des résidus (2 fois l'écart type) sur l'estimation des coordonnées 3D des points anatomiques est proposée Figure 33. Les ellipsoïdes représentent les écarts sur les coordonnées 3D que l'on observe, dans les 3 directions de l'espace, sur chacun des points anatomiques entre les paramètres estimés et leur valeur vraie. Avec ces données non bruitées, les résultats obtenus à partir des régressions multilinéaires ou PLS sont très similaires, c'est pourquoi une figure unique est proposé pour illustrer le comportement des deux méthodes. Les ellipsoïdes montrent des écarts faibles sur l'estimation des coordonnées des pédicules et des murs vertébraux (2 mm pour la valeur de 2 écarts types), relativement faible sur les facettes articulaires (4 mm) et plus élevé sur les apophyses transverses et sur l'épineuse (6 mm).

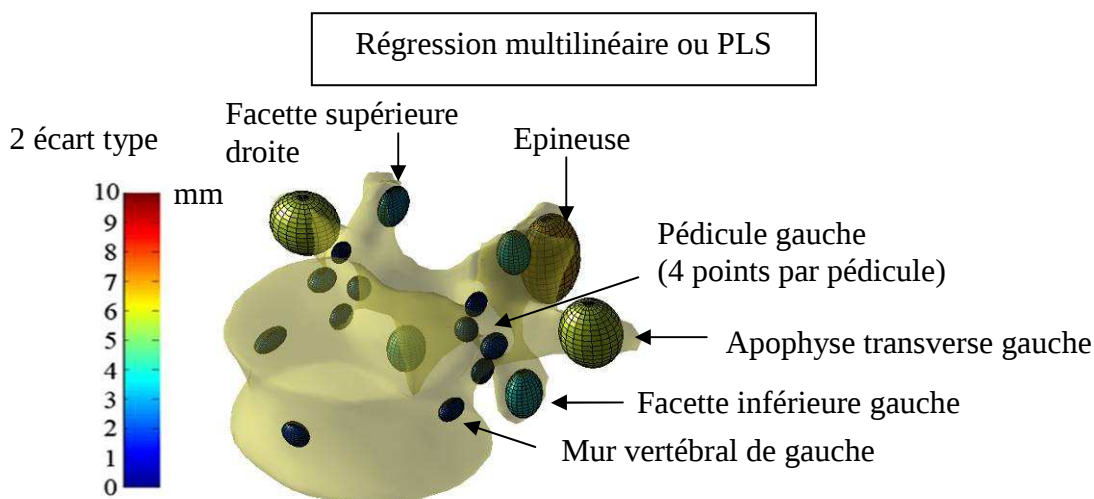


Figure 33 : Analyse des résidus sur les coordonnées des points 3D anatomiques à partir de régresseurs non bruités. Les dimensions des ellipsoïdes représentent les résidus (2 écart type) observées dans les 3 directions de l'espace. Les résultats sont similaires dans le cas de la régression multilinéaire et de la régression PLS.

La Figure 34 permet de comparer les deux approches dans le cas où les régresseurs sont bruités (bruit gaussien d'écart type $\sigma = 1$ mm). Comme dans le cas des inférences longitudinales, la régression PLS se montre beaucoup moins sensible au bruit que la régression multilinéaire.

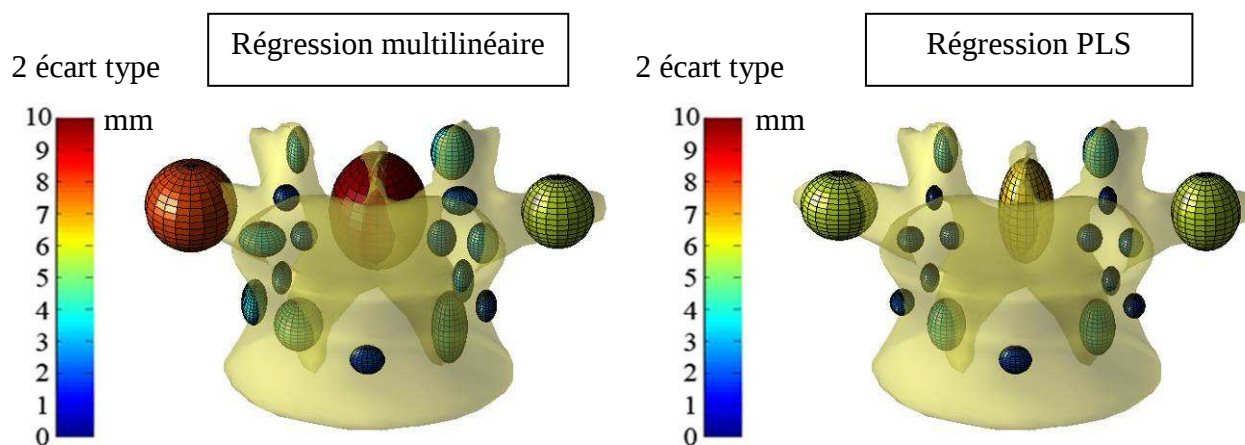


Figure 34 : Analyse des résidus sur les coordonnées des points 3D anatomiques à partir de régresseurs bruités (bruit gaussien $\sigma = 1$ mm). Les dimensions des ellipsoïdes représentent les résidus (2 écart type) observées dans les 3 directions de l'espace.

(3) Conclusion

Ce modèle d'inférences statistiques transversales, qui s'appuie sur les travaux de Pomero & Coll. (Pomero et al. 2004), permet d'estimer les coordonnées de points anatomiques de la vertèbre à partir des dimensions caractéristiques du corps vertébral.

Comme pour les inférences longitudinales, l'évaluation des approches statistiques « régression multilinéaire » et « PLS » a montré les avantages de la régression PLS en termes de robustesse et de sensibilité au bruit. Les inférences transversales s'appuieront sur cette approche des moindres carrés partiels. Cette évaluation a également montré que la connaissance des 8 dimensions caractéristiques du corps vertébral permettait une estimation assez précise des coordonnées de points anatomiques de la vertèbre.

Finalement, après avoir décrit et proposé une évaluation des modèles paramétrés de rachis et de vertèbre s'appuyant sur des techniques d'inférences statistiques longitudinales et transversales, nous allons, dans le chapitre suivant, nous attacher à décrire la méthode de reconstruction du rachis mise en place.

5 Matériel & Méthodes

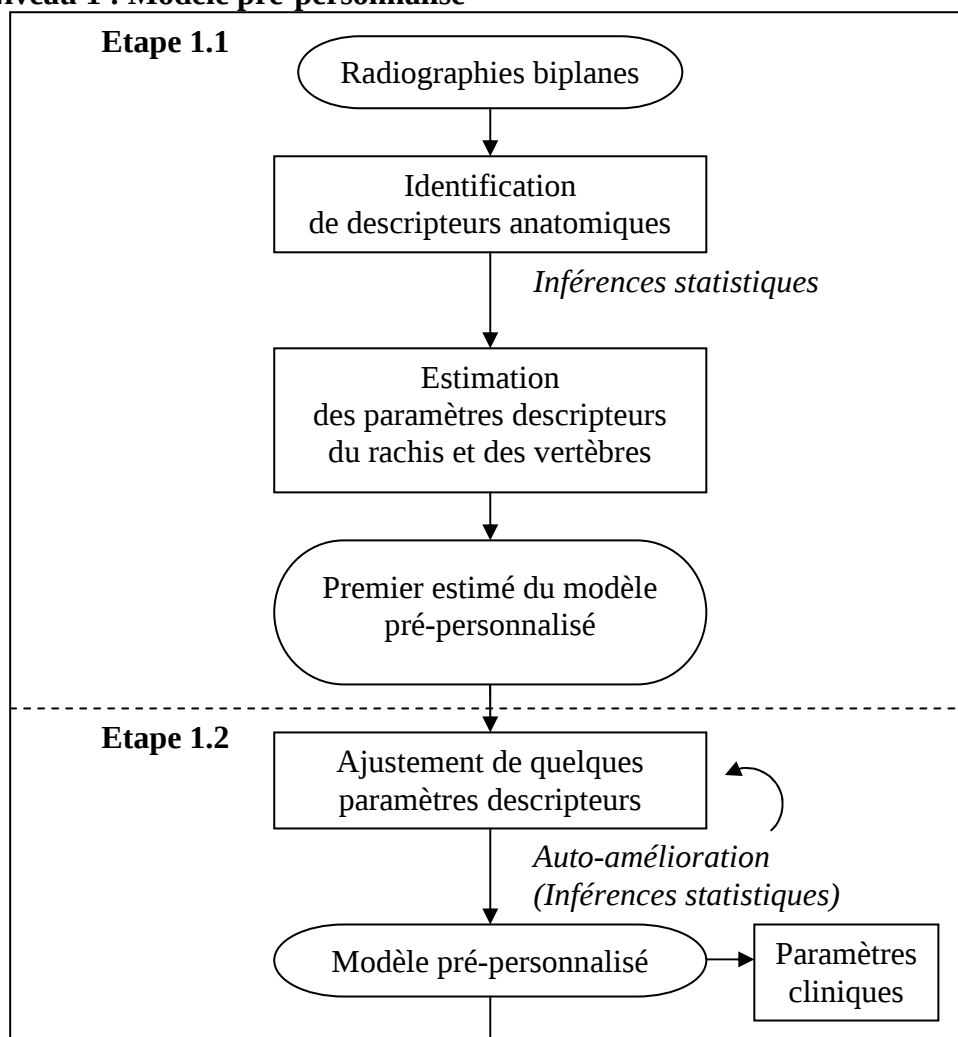
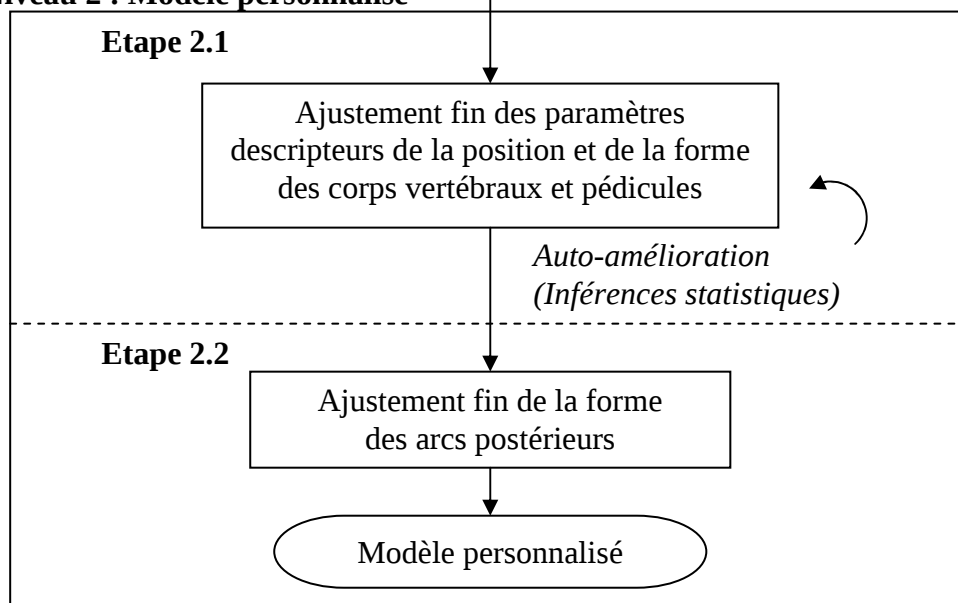
5.1 Méthode de reconstruction

(1) *Principe général*

Un protocole de reconstruction du rachis thoracique et lombaire à partir de radiographies biplanes utilisant les modèles paramétrés basé sur des inférences statistiques a été défini. Ce protocole comprend deux étapes principales, correspondant chacune à deux niveaux de reconstruction (diagramme Figure 35).

Le premier niveau de reconstruction correspond au modèle pré-personnalisé, c'est-à-dire à une solution proche de la solution recherchée. L'identification de descripteurs anatomiques dans les radiographies biplanes permet, en utilisant les inférences statistiques longitudinales et transversales, d'estimer l'ensemble des paramètres descripteurs du rachis et des vertèbres pour proposer un premier estimé du modèle pré-personnalisé (étape 1.1). Ensuite, l'ajustement successif de quelques paramètres descripteurs du modèle permet d'obtenir le modèle pré-personnalisé (étape 1.2). Au fur et à mesure des ajustements opérés, les paramètres saisis par l'opérateur sont ajoutés dans le système d'inférences statistiques pour améliorer l'estimation de l'ensemble des paramètres descripteurs du modèle (auto-amélioration du modèle). Dès cette étape, des paramètres cliniques (que nous détaillons ci-dessous) sont évalués à partir de la reconstruction 3D afin de proposer une aide au diagnostic pour le clinicien.

Le deuxième niveau de reconstruction correspond au modèle personnalisé. Il est obtenu à partir de l'ajustement fin des paramètres décrivant la position et la forme des corps vertébraux et des pédicules (étape 2.1), permettant l'auto-amélioration du modèle, puis de l'ajustement des paramètres décrivant la forme des arcs postérieurs (étape 2.2).

Niveau 1 : Modèle pré-personnalisé**Niveau 2 : Modèle personnalisé****Figure 35 : Diagramme de la méthode de reconstruction du rachis**

(2) Paramètres cliniques

Comme nous l'avons introduit dans le contexte anatomique (page 27), les cliniciens s'appuient sur des paramètres cliniques pour diagnostiquer les différentes pathologies déformantes de la colonne vertébrale. Dans cette méthode de reconstruction, les paramètres cliniques seront mesurés directement à partir des reconstructions 3D. Afin de proposer une méthode efficace pour une utilisation en routine clinique, le calcul de ces paramètres cliniques sera proposé dès l'obtention du modèle pré-personnalisé. Les différents paramètres cliniques calculés sont les suivants (une description détaillée est disponible en page 27) :

- ✚ Courbures sagittales du rachis : angles de cyphose T1-T12, cyphose T4-T12, lordose L1-L5, lordose L1-S1.
- ✚ Paramètres pelviens positionnels : version pelvienne, pente sacrée - Paramètre pelvien morphologique : incidence pelvienne.

Pour les sujets présentant une scoliose modérée ou sévère, les paramètres suivants permettent de caractériser les courbures scoliotiques :

- ✚ Angle de Cobb, Rotation Vertébrale Axiale (RVA) de l'apex, Indice de torsion.

5.2 Description détaillée de la méthode de reconstruction

(1) Etape préliminaire : numérisation des descripteurs du bassin

Afin de calculer des paramètres cliniques relatifs au bassin, une étape préliminaire à la méthode de reconstruction du rachis (non indiquée dans le diagramme Figure 35) permet, si nécessaire, de numériser des descripteurs anatomiques au niveau du bassin. Cette méthode (Baudoin 2007) requiert la numérisation des cotyles par deux sphères et le plateau sacré par un contour en vue sagittale et par un segment en vue frontale (Figure 36). Cette étape préliminaire est indépendante de la méthode de reconstruction du rachis.

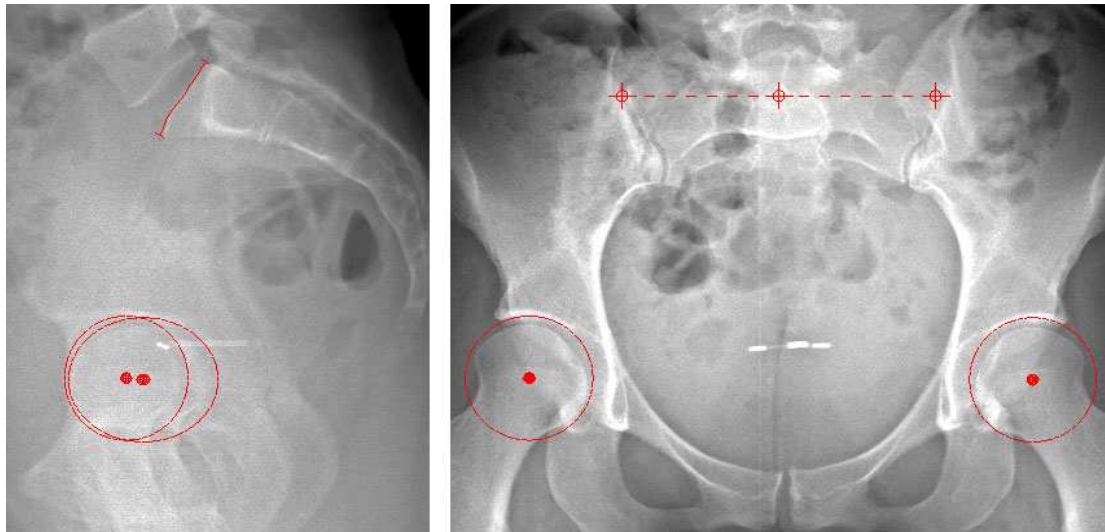


Figure 36 : numérisation des descripteurs anatomiques du bassin

(2) *Rachis niveau 1 : Modèle paramétré pré-personnalisé*

L'objectif est d'obtenir rapidement une reconstruction 3D du rachis « pré-personnalisée » (proche de la solution recherchée) à partir de laquelle des paramètres cliniques seront proposés. Deux étapes sont requises pour obtenir cette reconstruction. La première étape est dédiée à l'identification de descripteurs anatomiques dans les radiographies, permettant, par inférences statistiques, d'obtenir un premier estimé de la reconstruction pré-personnalisée. Une deuxième étape est consacrée à l'ajustement de certains paramètres descripteurs du rachis afin d'affiner ce premier estimé et de proposer une reconstruction pré-personnalisée et des paramètres cliniques.

(a) **Etape 1.1 : Premier estimé**

Les différentes étapes nécessaires à la reconstruction du premier estimé du modèle pré-personnalisé sont détaillées ci-dessous :

- ✚ L'opérateur identifie dans les deux radiographies une courbe passant par le barycentre des corps vertébraux ainsi que les dimensions (largeur – profondeur) des deux plateaux « limites » (plateaux supérieur de T1 et inférieur de L5) (Figure 37 en blanc).
- ✚ La longueur L_{rachis} de la courbe passant par les corps vertébraux et les dimensions L_{plat} et P_{plat} des plateaux supérieur de T1 et inférieur de L5 (qui sont un sous-ensemble des paramètres descripteurs du rachis) sont utilisés comme des régresseurs. Cette connaissance permet d'estimer, par inférences statistiques longitudinales, les autres descripteurs du rachis: les dimensions L_{plat} , P_{plat} et l'abscisse curviligne t_{plat} des autres plateaux (Figure 37 en noir).

- ✚ A partir des dimensions $L_{\text{plat.}}$ et $P_{\text{plat.}}$ de chacun des plateaux, on calcule pour chacune des vertèbres les 8 dimensions du corps vertébral (Figure 38A). En s'appuyant sur l'approche proposée par Pomero & Coll. (Pomero et al. 2004), on estime les 28 points 3D anatomiques repartis sur le corps vertébral, les pédicules, les facettes articulaires et les processus transverses et épineux (Figure 38B, C et D). Parmi ces 28 points anatomiques, les 10 points 3D des plateaux vertébraux sont positionnés directement à partir des 8 dimensions, alors que les 18 autres points sont estimés par inférences statistiques transversales.
- ✚ On génère ensuite un modèle morpho-réaliste détaillé de vertèbre en déformant un modèle générique d'environ 2000 points (Le Bras et al. 2003) sur les 28 points 3D anatomiques (Figure 39). Cette déformation est réalisée par la méthode du krigeage (Trochu 1993; Delorme 1996), une technique d'interpolation non linéaire permettant d'estimer la position des 2000 points du maillage détaillé à partir de la connaissance des 28 points 3D anatomiques, utilisés comme des points de contrôle.
- ✚ Finalement, les contours des modèles détaillés sont retroprojetés dans les radiographies (Figure 40) pour que l'opérateur puisse apprécier l'adéquation entre la modélisation 3D et les clichés radiographiques. L'ensemble des contours extraits des modèles surfaciques est formé par les arrêtes du maillage tangentes aux droites de projections des rayons X (Benameur et al. 2003; Laporte et al. 2003).

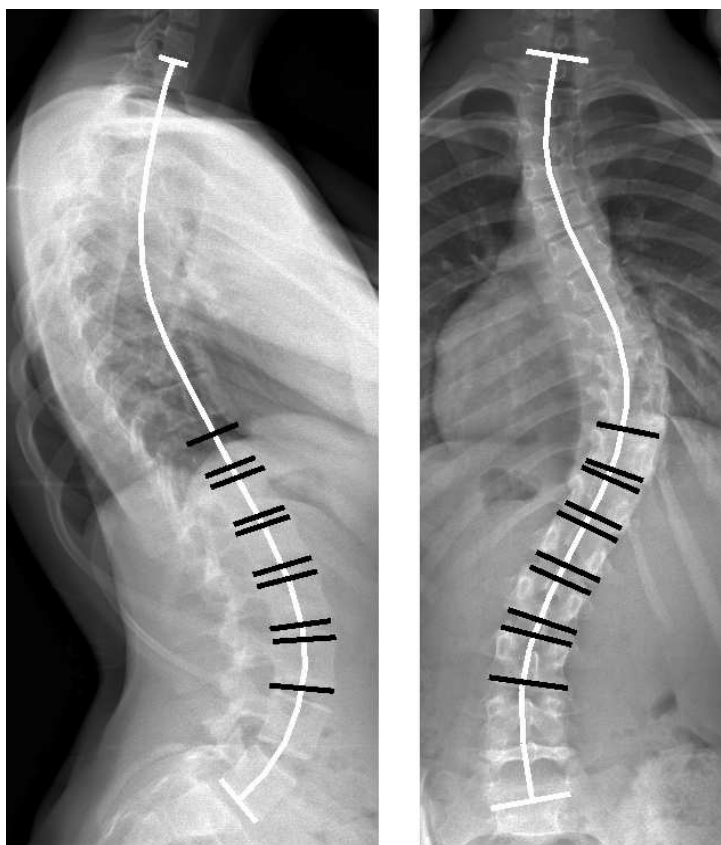


Figure 37 : L'identification de quelques descripteurs anatomiques (en blanc) permet l'estimation par inférences statistiques longitudinales des paramètres descripteurs du rachis (en noir).

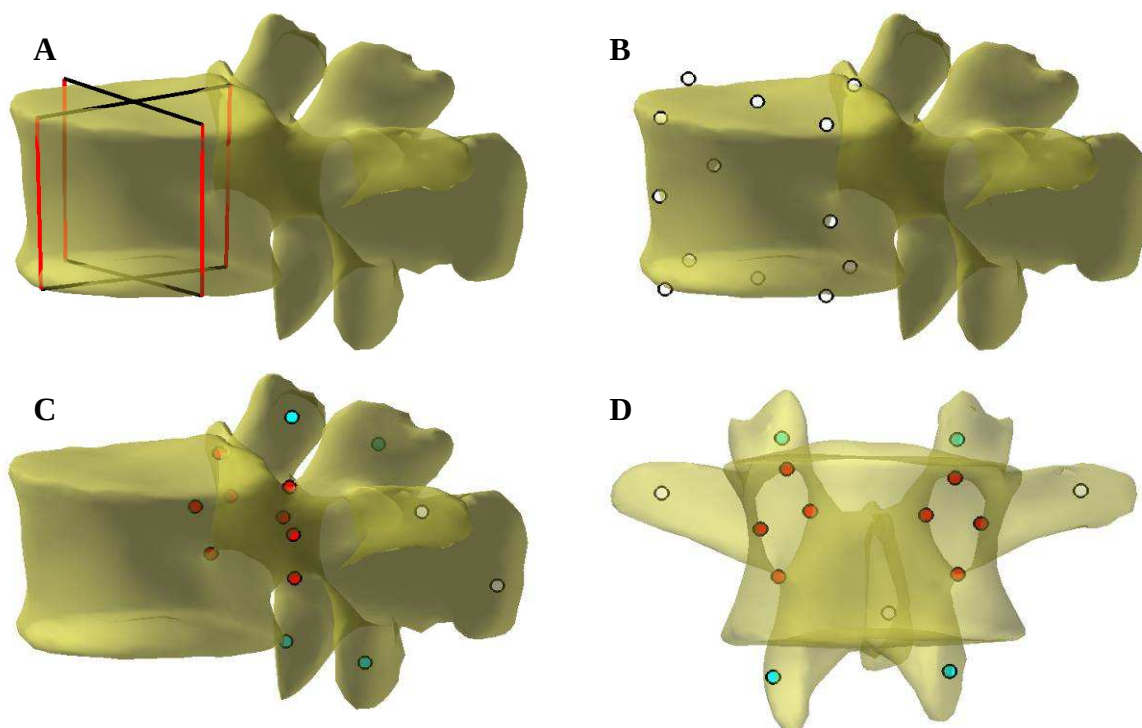


Figure 38 : A partir des 8 dimensions du corps vertébral (A) sont estimés les 28 points 3D anatomiques repartis sur le sur le corps vertébral (B), les pédicules, les facettes articulaires et les processus transverses et épineux (C et D). Remarque : le modèle 3D de vertèbre n'est pas encore reconstruits à cette étape et n'est présenté qu'à titre illustratif.

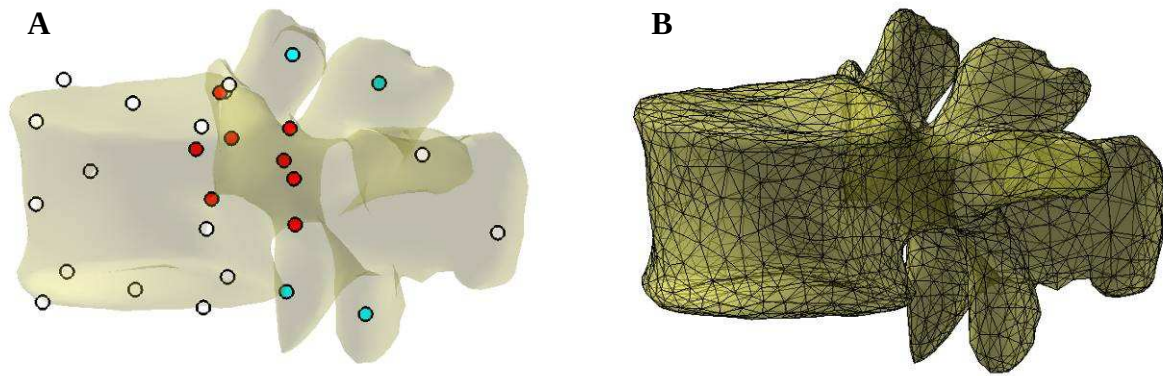


Figure 39 : Les 28 points 3D anatomiques permettent de générer un modèle morpho-réaliste de vertèbre par la méthode du krigeage.

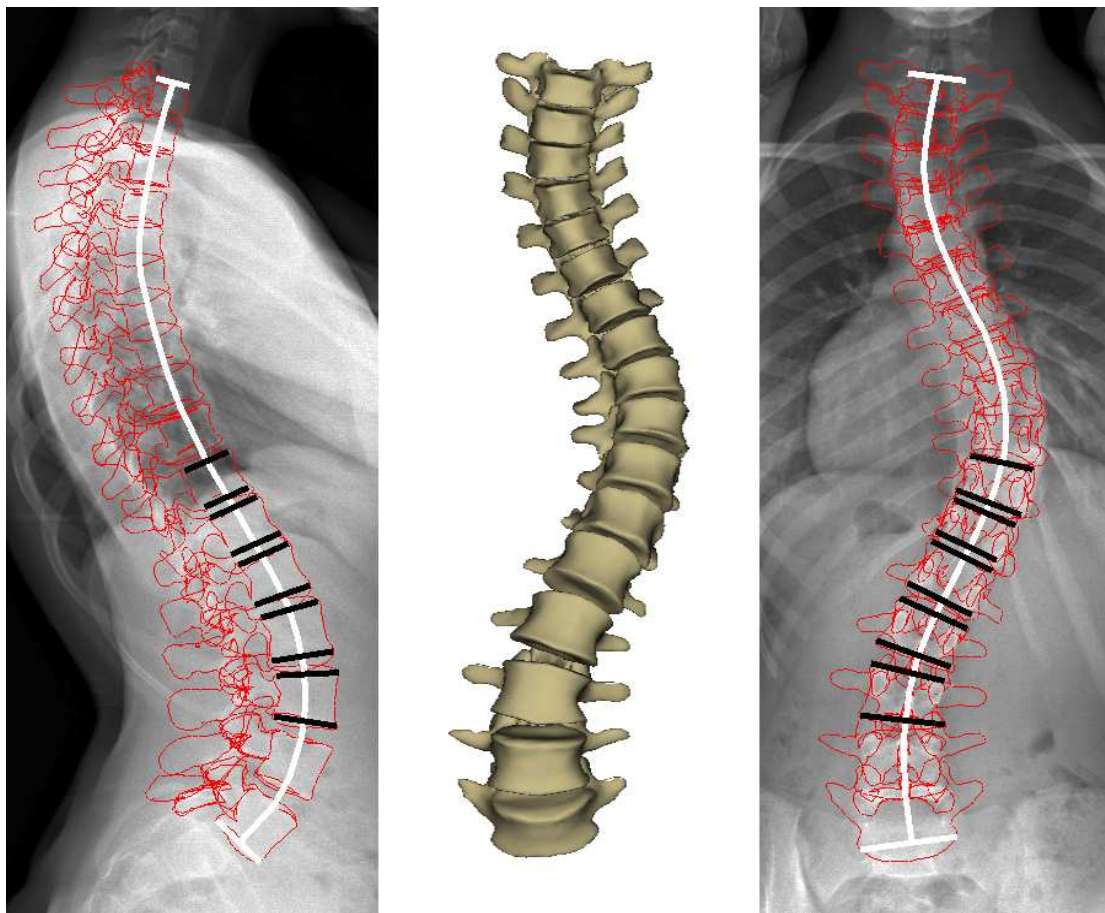


Figure 40 : Rétroprojection dans les radiographies des contours du premier estimé du modèle 3D pré-personnalisé

(b) Etape 1.2 : Ajustements du modèle et paramètres cliniques

L'objectif est alors de réaliser, sur ce premier estimé du modèle pré-personnalisé, les ajustements nécessaires permettant à la fois d'obtenir une reconstruction 3D pré-personnalisée, c'est-à-dire proche de la solution personnalisée, et les paramètres cliniques du rachis rappelés en page 87 et détaillés en page 27.

Pour satisfaire à cette double exigence, nous choisissons judicieusement les paramètres descripteurs que l'opérateur est invité à ajuster. Ainsi, pour le calcul des cyphoses et des lordoses, les plateaux supérieurs de T1, de T4, de L1 et les plateaux inférieurs de T12 et L5 doivent être ajustés en taille et en position. Si le sujet présente une scoliose, les vertèbres caractérisant la courbure scoliotique sont les vertèbres jonctionnelles et la vertèbre apicale. L'opérateur est alors invité à ajuster en forme et en position les corps vertébraux et les pédicules de ces vertèbres jonctionnelles et apicales, afin de calculer des paramètres cliniques décrivant la scoliose (angle de Cobb, rotation axiale de l'apex et indice de torsion). Pour ajuster ces paramètres descripteurs, l'opérateur agit sur les points 3D anatomiques des modèles de vertèbres (Figure 38). Par exemple, pour modifier la taille et la position du plateau supérieur de T4, l'opérateur a la possibilité d'agir sur les 5 points 3D anatomiques distribués sur le plateau supérieur de la vertèbre, entraînant ainsi une modification des paramètres descripteurs du plateau (largeur, profondeur et position).

Au fur et à mesure que les paramètres descripteurs du rachis sont ajustés (paramètres en noir Figure 40), le modèle paramétré entre dans un processus d'auto-amélioration. En effet, à chaque retouche de l'opérateur, le paramètre descripteur du rachis ajusté est ajouté aux paramètres régresseurs pour ré-estimer l'ensemble des autres paramètres descripteurs du rachis par inférences longitudinales. Cette ré-estimation induit une modification des 8 paramètres descripteurs des vertèbres (Figure 38A), qui elle-même entraîne une ré-estimation des points 3D anatomiques (Figure 39A) par inférences statistiques transversales. Finalement, les modèles détaillées (Figure 39B) de vertèbre sont déformés à nouveau par krigeage pour s'ajuster sur les 28 points 3D anatomiques. Cette auto-amélioration a pour objectif de faire converger l'ensemble du modèle vers la solution recherchée au fur et à mesure que les paramètres descripteurs sont ajustés (Figure 41).

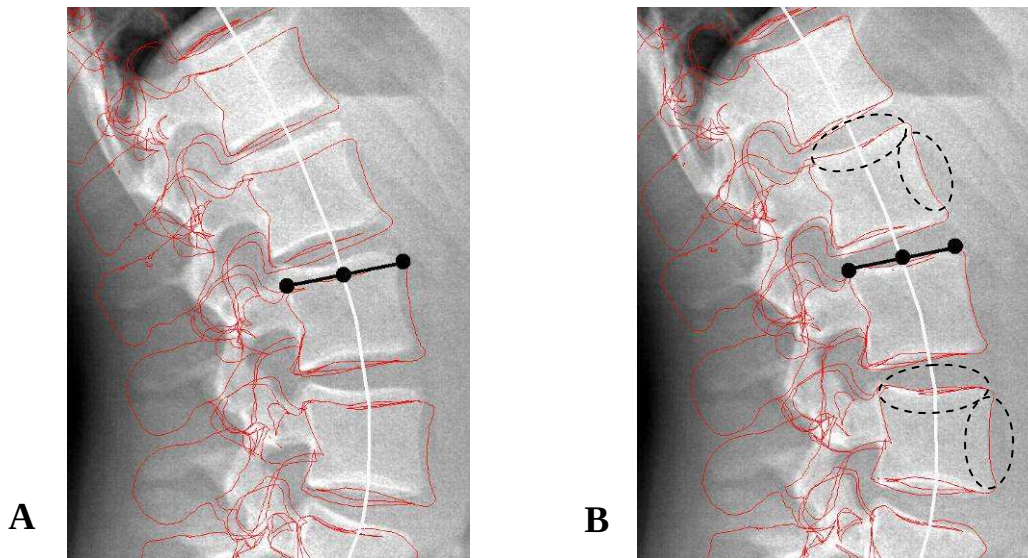


Figure 41 : L'ajustement de la position et de la dimension du plateau supérieur d'une vertèbre améliore la position et la dimension des plateaux des vertèbres sous- et sus-jacentes par inférences statistiques.

En plus de ce comportement statistique du modèle, certaines contraintes géométriques ont été définies afin d'assurer une certaine continuité au niveau du positionnement des différentes vertèbres. La courbe passant par les corps vertébraux est utilisée pour assurer une continuité géométrique au niveau des éléments anatomiques non retouchés. Ainsi lorsqu'un plateau est déplacé dans une direction orthogonale à la courbe passant par les corps vertébraux, la courbe est recalculée pour ré-estimer la position des plateaux non retouchés. De la même manière, une courbe passant par le barycentre des deux pédicules permet d'assurer une certaine continuité au niveau de la rotation axiale des vertèbres non retouchées.

Finalement, cette première étape du processus de reconstruction permet d'obtenir, à partir des ajustements des paramètres descripteurs impliqués dans le calcul des paramètres cliniques, un rachis pré-personnalisé (reconstruction de niveau 1) ainsi que les paramètres cliniques dédiés à l'étude des pathologies déformantes de la colonne vertébrale telles que la scoliose.

(3) Rachis niveau 2 : Modèle paramétré personnalisé

L'opérateur a ensuite la possibilité d'affiner le modèle pré-personnalisé pour obtenir une reconstruction personnalisée du rachis.

(a) Etape 2.1 : Ajustement des corps vertébraux et des pédicules

A cette étape, l'opérateur est invité à vérifier et, si nécessaire, à ajuster la position et la forme des corps vertébraux et des pédicules des vertèbres, en utilisant les points 3D

anatomiques relatifs à ces régions (Figure 38). Au fur et à mesure des retouches, le modèle s'auto-améliore de la même manière que lors des ajustements du modèle pré-personnalisé réalisés à l'étape 1.2.

(b) Etape 2.2 : Ajustement des arcs postérieurs

Finalement, l'opérateur doit vérifier et, éventuellement, ajuster la forme des arcs postérieurs des vertèbres (processus épineux, facettes articulaires et apophyses transverses) en utilisant les points 3D anatomiques situés sur les facettes articulaires et les processus transverses et épineux (Figure 38).

(4) Implémentation

Cette méthode a été implémentée (C++, Microsoft Visual Studio) au logiciel de reconstruction 3D développé en collaboration par le LBM et le LIO (Figure 42). L'implémentation a été réalisée en partenariat avec Benjamin Aubert (développeur informaticien au LBM). Un travail conséquent a été réalisé en termes d'ergonomie notamment au niveau de la manipulation du modèle.

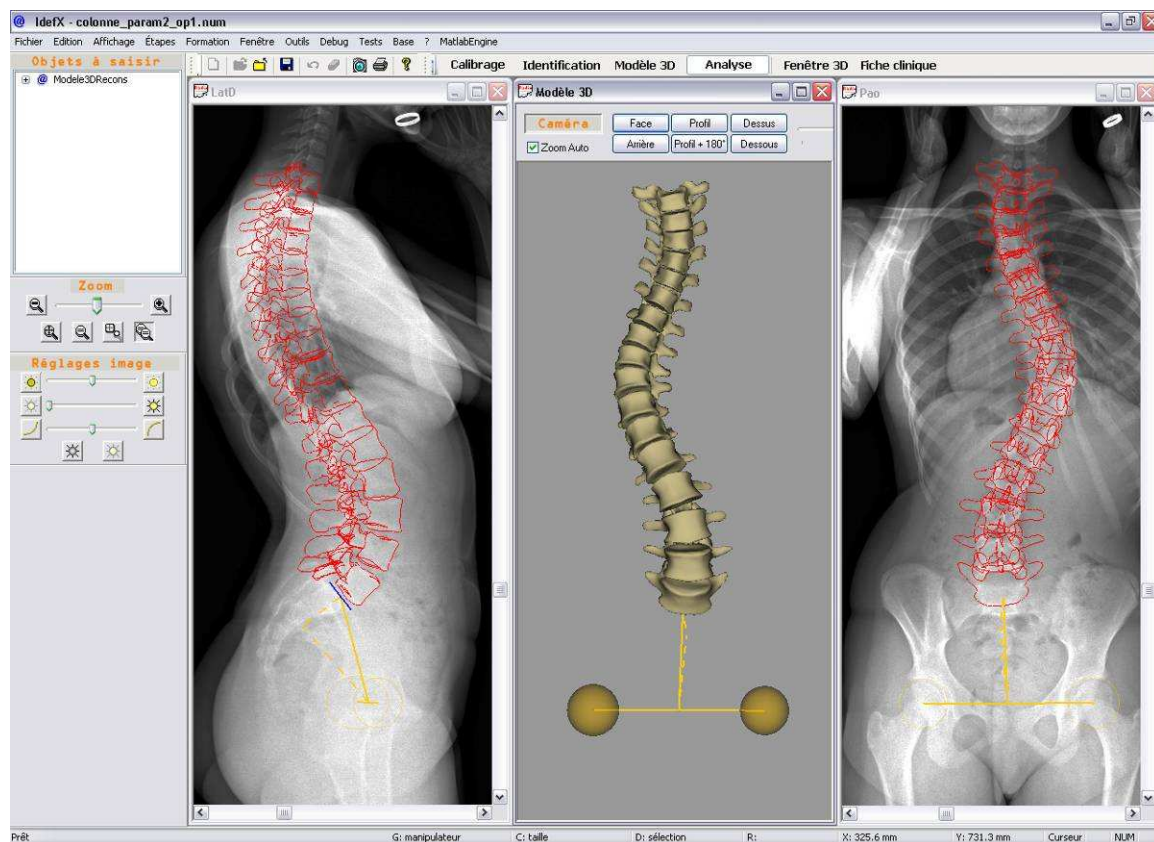


Figure 42 : Implémentation de la méthode de reconstruction

5.3 Evaluation de la méthode

La méthode de reconstruction du rachis a été évaluée, pour chacun des deux niveaux de reconstruction (modèle pré-personnalisé et personnalisé), en termes de :

- ✚ Précision de forme
- ✚ Reproductibilité de position et d'orientation
- ✚ Reproductibilité des paramètres cliniques
- ✚ Temps de reconstruction

Aucun des sujets utilisés pour construire les bases de données n'a été utilisé pour l'évaluation de la méthode.

Nous commencerons par rappeler certaines notions élémentaires et principes statistiques qui justifient la méthode d'évaluation. Ensuite, nous détaillerons la méthode d'évaluation utilisée, les résultats obtenus et nous discuterons de ces résultats.

(1) Principes statistiques : fidélité, justesse et exactitude

Ces trois concepts sont définis par la norme ISO 5725-1 (AFNOR 1994) :

- ✚ La **fidélité** ou **reproductibilité** est « l'étroitesse de l'accord entre les résultats » (Figure 43A). Une méthode « fidèle » est qualifiée de « reproductible », les erreurs aléatoires sont de faible amplitude.
- ✚ La **justesse** est « l'étroitesse de l'accord entre la moyenne arithmétique d'un grand nombre de résultats et la valeur de référence vraie ou acceptée » (Figure 43B). La justesse est également exprimée en termes de « biais » ou d'« erreur systématique ».
- ✚ L'**exactitude** ou la **précision** « est utilisée à la fois en référence à la justesse et à la fidélité » (Figure 43C). L'exactitude cumule les erreurs systématique et aléatoire en mesurant « le déplacement total d'un résultat par rapport à la valeur de référence ».

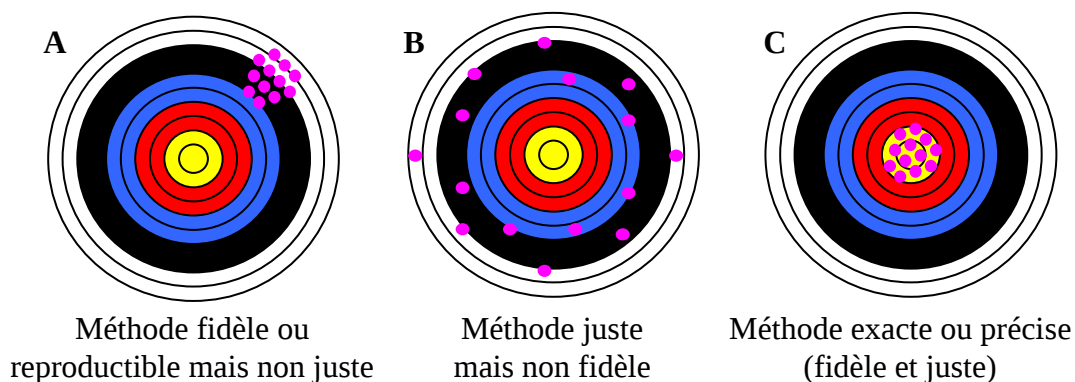


Figure 43 : Illustration des concepts de fidélité, justesse et exactitude

(2) Précision de forme

La précision de forme (exactitude de forme) est évaluée en comparant des reconstructions 3D obtenues à partir de la radiographie biplane à des reconstructions obtenues à partir d'analyses CT-scan.

(a) Patients et analyses radiographiques

11 patients ont été inclus dans cette évaluation. Parmi ces sujets, 2 patients présentent des courbures scoliotiques. Tous ces sujets ont fait l'objet d'une analyse CT-scan (espacement des coupes : $0,5\text{mm}$, taille des pixels des images : $(0,35 \times 0,35)\text{mm}^2$) réalisée dans le cadre de leur suivi clinique à l'hôpital ERASME de Bruxelles. 40 vertèbres de ces 11 patients (de T11 à L5) ont été reconstruites en 3D en utilisant le logiciel AmiraTM (Mercury Computer Systems, Chelmsford, MA, USA), dans le cadre de précédents travaux de recherche. Les 11 patients ont également été radiographiés à l'aide du système de radiographie biplane EOS installé à l'hôpital ERASME. Cette étude a été approuvée par le *Comité Consultatif pour la Protection des Personnes se prêtant à une Recherche Biomédicale (CCPPRB, dossier N°2003)*.

(b) Evaluation de la forme

Les reconstructions obtenues à partir du CT-scan ont ensuite été comparées à celles obtenues à partir de la radiographie biplane (modèles pré-personnalisé et personnalisé). Les modèles n'étant pas dans le même environnement radiographique, chaque vertèbre reconstruite à partir du CT-scan a été recalée sur son homologue reconstruit à partir de la radiographie biplane (recalage minimisant les distances points-surface au sens des moindres carrés (Veron 1997; Laporte 2002)). Après recalage, les distances points-surface (distances signées) entre les modèles ont été calculées. La valeur moyenne μ de ces distances signées permet de déterminer la justesse (ou le biais systématique) de forme entre les reconstructions obtenues à partir de la radiographie biplane et les reconstructions issues du CT-scan. L'écart type σ des distances signées permet d'estimer la fidélité de la méthode (la valeur de 2σ donnant un intervalle de confiance à 95% sur la fidélité). Finalement, la précision de la méthode (cumulant justesse et fidélité) en comparaison au CT-scan peut être estimée par l'intervalle donné par $\mu \pm 2\sigma$.

(3) Reproductibilité de position, des paramètres cliniques et temps de reconstruction

Les reconstructions issues du CT-scan et de la radiographie biplane n'étant pas dans le même environnement radiographique, il n'est pas possible d'évaluer la qualité du positionnement des vertèbres en utilisant le protocole utilisé pour évaluer la précision de forme. C'est pourquoi nous avons mis en place une étude de reproductibilité. Cette étude de reproductibilité vise à quantifier la fidélité de la position des vertèbres et des paramètres cliniques obtenus à partir de la méthode de reconstruction.

(a) Patients, analyses radiographiques et opérateurs

L'étude inclut 60 sujets : 20 sujets asymptomatiques, 20 sujets présentant une scoliose modérée avec un angle de Cobb moyen de 26° [15° - 37°], 20 scolioses sévères avec angle de Cobb moyen de 48° [39° - 71°]. Chacun de ces sujets a bénéficié d'un examen en radiographie biplane à partir de systèmes EOS installés sur différents sites (hôpital *Saint-Vincent de Paul* (Paris, France), CHU *Sainte-Justine* (Montréal, Canada), *Laboratoire de Biomécanique* (LBM, ENSAM-CNRS, Paris, France)). Les sujets asymptomatiques ont été radiographiés dans le cadre de travaux de recherche précédents (Bertrand 2005), approuvés par le *Comité Consultatif pour la Protection des Personnes se prêtant à une Recherche Biomédicale (CCPPRB, étude N°02547)*. Les patients scoliotiques ont été radiographiés en milieu hospitalier pour un examen clinique lié à leur pathologie rachidienne.

Afin d'évaluer la variabilité des reconstructions obtenues aux étapes « modèle pré-personnalisé » et « modèle personnalisé » (niveaux 1 et 2), 3 opérateurs ont été inclus dans cette étude et ont reconstruit une fois chacun les 60 sujets.

Chaque opérateur a été formé à l'utilisation du logiciel de reconstruction, à partir d'un module « formation » développé afin de systématiser la formation des opérateurs. Ce module permet à l'opérateur novice de s'initier pas à pas à la méthode de reconstruction, en se comparant, sur plusieurs sujets (sains et scoliotiques), à des reconstructions de référence réalisées et validées par plusieurs experts. L'opérateur est considéré comme formé à partir du moment où les écarts entre ses reconstructions et les reconstructions des experts sont de faible amplitude.

(b) Evaluation de la position

La position et l'orientation des vertèbres est estimée à partir du repère vertébral défini en Annexe 1 et de la séquence d'angles Latérale-Sagittale-Axiale (L-S-A), définissant les

rotations successives opérées autour des axes mobiles $\vec{x}$, $\vec{y}'$, puis $\vec{z}''$ (Skalli et al. 1995) (Figure 44).

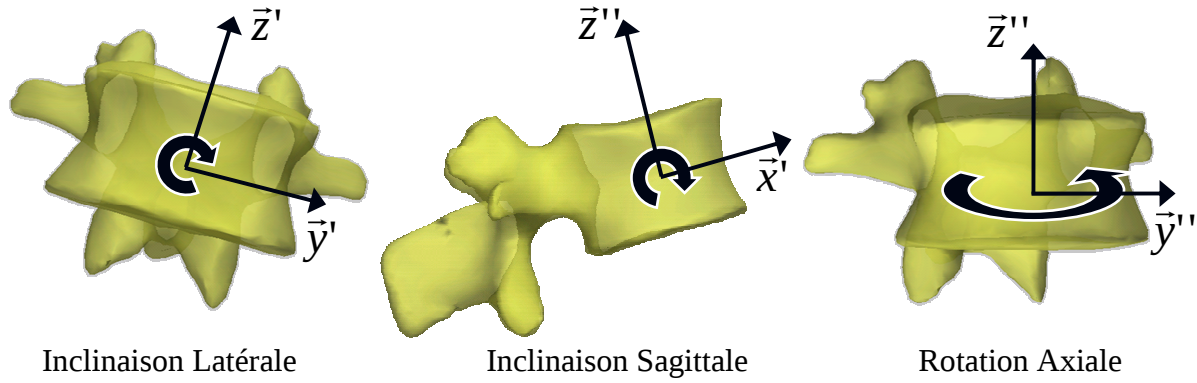


Figure 44 : Repère vertébral et séquence d'angles Latérale-Sagittale-Axiale (Skalli et al. 1995)

(c) Evaluation des paramètres cliniques

Les paramètres cliniques (rappelés au début de ce matériel & méthodes en page 87 et détaillés dans le chapitre « contexte anatomique » en page 27) sont calculés automatiquement à partir des reconstructions 3D. Le choix des vertèbres jonctionnelles et apicales, nécessaire au calcul des paramètres cliniques liés à la scoliose, est imposé à chacun des opérateurs : une sélection des vertèbres jonctionnelles et apicales a été faite au préalable par l'un des trois opérateurs pour chacun des sujets.

(d) Approche statistique

En premier lieu, nous avons utilisé des statistiques descriptives (graphiques et tests de Friedman) pour observer les données et évaluer l'influence de certaines sources potentielles de variabilité. En effet, des différences de reproductibilité peuvent apparaître en fonction des opérateurs, de la catégorie du sujet (asymptomatique, scoliose modérée ou sévère), ou du niveau vertébral. Ce travail nous a permis de regrouper ou, au contraire de séparer certaines données.

Ensuite, nous avons estimé la reproductibilité (ou fidélité) de la méthode en calculant le RMS_{SD} (Root Mean Square of Standard Deviation) :

$$RMS_{SD} = \sqrt{\sum_{j=1}^m \frac{\sum_{i=1}^{n_j} (x_{ij} - \bar{x}_j)^2}{n-1}}{m}$$

où m est le nombre d'échantillons, n est le nombre de mesures répétées par échantillon j , x_{ij} la $i^{\text{ème}}$ mesure pour l'échantillon j et $\bar{x}_j$ la moyenne de tous les x_{ij} pour l'échantillon j . Une estimation de l'intervalle de confiance à 95% sur la reproductibilité est donnée par $\pm 2RMS_{SD}$. Cette approche est recommandée par Gluer & Coll. (Gluer et al. 1995), par la norme internationale ISO 5725 (AFNOR 1994) et détaillée en Annexe 2.

Néanmoins, dans certaines études (Cheung et al. 2002; Champain et al. 2006; Gille et al. 2007), ce n'est pas la fidélité qui est estimée mais l'accord entre les opérateurs (Bland et al. 1986). Une estimation de l'intervalle de confiance à 95% sur l'accord entre les opérateurs est donnée par le calcul du CR (Coefficient of Reproducibility). Une description détaillée de cette approche est proposée en Annexe 3. Plusieurs auteurs ont montré que la fidélité $\pm 2RMS_{SD}$ était liée au calcul du CR par la relation $CR = \sqrt{2} \times 2RMS_{SD}$. Lorsque nous nous comparerons aux résultats des études en question, nous transformerons les résultats des auteurs en utilisant la relation précédente.

(e) Temps de reconstruction

Le temps de reconstruction a été évalué à partir du protocole défini pour l'étude de reproductibilité : pour chacun des 60 sujets reconstruits (asymptomatiques, scolioses modérées et sévères), les 3 opérateurs ont relevé les temps nécessaires à la réalisation de chacune des étapes du processus de reconstruction.

6 Résultats

6.1 Précision de forme

La précision de forme (ou exactitude de forme, en comparaison par rapport au CT-scan) est évaluée à partir des distances points-surface signées entre les reconstructions issues de radiographies biplanes et les reconstructions CT-scan.

La moyenne des distances signées est très proche de zéro (-0,0001mm et -0,0005mm respectivement pour les vertèbres obtenues à partir des reconstructions pré-personnalisées et personnalisées). Cette distance moyenne mesure la justesse (ou le biais systématique) de forme entre les reconstructions issues du CT-scan et de la radiographie bipiane et permet de montrer que le biais systématique est très faible.

L'écart type σ des distances points-surface signées nous permet d'estimer un intervalle de confiance à 95% sur la fidélité de la méthode (2σ) égal à 3,6mm (sous-entendu

$\pm 3,6\text{mm}$) pour les reconstructions pré-personnalisées et à $2,7\text{mm}$ pour les reconstructions personnalisées (Tableau 6). Le biais systématique de forme étant très faible, ces résultats nous donnent l'intervalle de confiance à 95% sur la précision de forme en comparaison au CT-scan. La moyenne des distances points-surface en valeur absolue (Tableau 6) nous renseigne également sur les distances moyennes que l'on observe entre les reconstructions issues du CT-scan et de la radiographie biplane ($1,3\text{mm}$ pour les reconstructions pré-personnalisées et $1,0\text{mm}$ pour les reconstructions personnalisées).

L'analyse des résultats a montré une précision légèrement en retrait pour les vertèbres L5. La précision de forme détaillée en fonction des régions anatomiques montre une précision supérieure sur la région corps vertébral + pédicules par rapport à l'arc postérieur. Une carte des distances permet de montrer la répartition de ces distances points-surface signées (Figure 45) sur une vertèbre L4.

Tableau 6 : Précision de forme : distances point-surface signées (mm) entre les modèles CT-scan et les reconstructions à partir de la radiographie biplane

Niveau de recons.	Niveau vertébral	N	Vertèbre			Corps vertébral + Pédicules			Arc Postérieur		
			Moy Abs	95% (2σ)	Max	Moy Abs	95% (2σ)	Max	Moy Abs	95% (2σ)	Max
Niveau 1 Pré-perso.	T11 → L4 L5	39	1,2	3,2	14,4	1,0	2,5	5,8	1,3	3,6	14,4
		11	1,7	4,4	11,6	1,7	3,9	7,9	1,7	4,5	11,6
	Tous	40	1,3	3,6	14,4	1,2	3,0	7,9	1,4	3,9	14,4
Niveau 2 Perso.	T11 → L4 L5	39	1,0	2,5	10,2	0,8	2,0	4,0	1,1	2,8	10,2
		11	1,2	3,1	10,2	1,0	2,6	5,4	1,4	3,4	6,7
	Tous	40	1,0	2,7	10,2	0,9	2,2	5,4	1,2	3,0	10,2

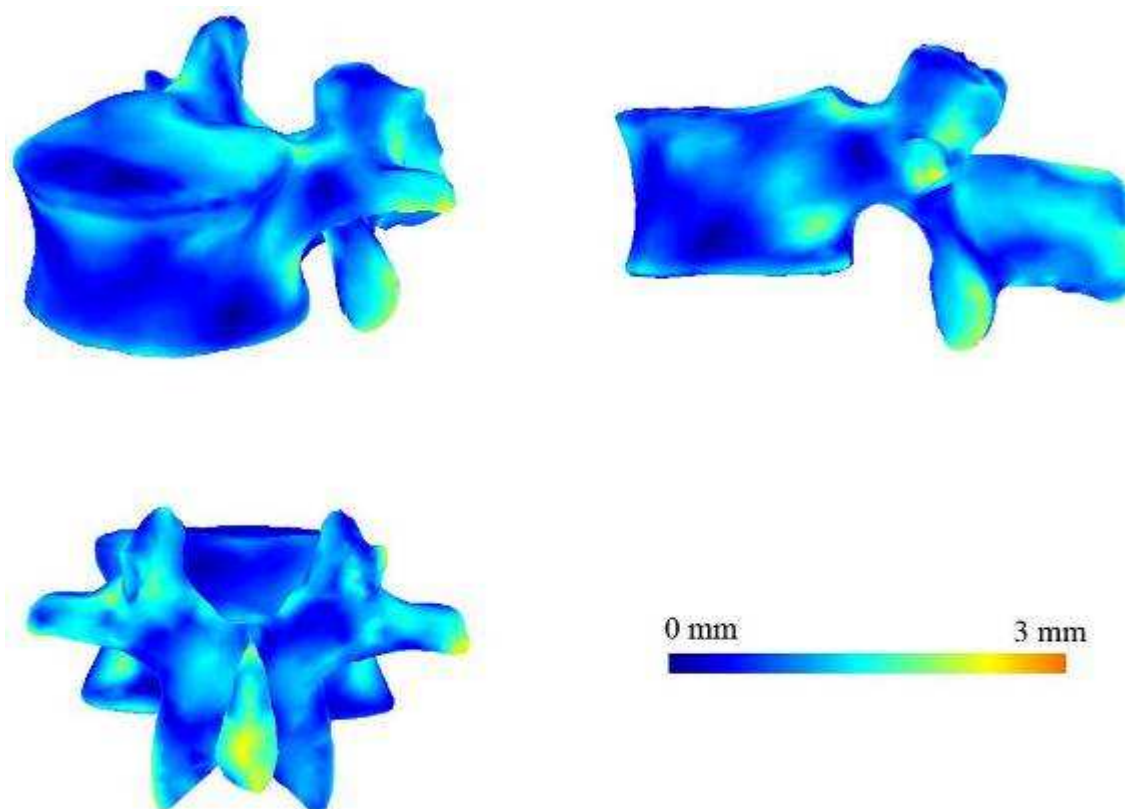


Figure 45 : Carte des distances montrant la répartition de l'intervalle de confiance à 95% sur les distances points-surface signées illustré sur une vertèbre L4

6.2 Reproductibilité de position

L'observation des données a montré une variation de la reproductibilité (ou fidélité) de position en fonction des niveaux vertébraux et de la catégorie des sujets. En revanche, aucune différence significative n'a été trouvée entre les opérateurs. Les données ont été regroupées en conséquence et sont présentées dans le Tableau 7. Cette étude montre un intervalle de confiance à 95% ($2RMS_{SD}$) sur la reproductibilité de position 3D des reconstructions personnalisées de 2,1mm et entre 2,6° et 4,2° pour l'orientation. Les reconstructions personnalisées (niveau 2) permettent de réduire l'intervalle à 1,8mm pour la position et entre 2,3° et 3,9° pour l'orientation.

Des différences de reproductibilités ont également été observées entre les niveaux vertébraux. Le détail des résultats en fonction du niveau vertébral pour les reconstructions personnalisées (Tableau 8) montre en effet une reproductibilité généralement en retrait au niveau des vertèbres T1 et L5.

Tableau 7 : Intervalle de confiance à 95% ($2RMS_{SD}$) sur la reproductibilité de position et d'orientation des vertèbres en fonction de la catégorie des sujets (asymptomatiques, scolioses modérées ou sévères)

Niveau de recons.	Catégorie	Position (mm)				Orientation (°)		
		A-P*	M-L*	P-D*	3D*	L*	S*	A*
Niveau 1 Pré-perso.	Asym.	1.2	1.3	0.8	1.9	2.1	2.4	3.1
	Mod.	1.3	1.3	0.8	2.0	2.7	2.6	4.3
	Sév.	1.5	1.3	1.1	2.3	3.3	2.8	5.1
	Tous	1.3	1.3	0.9	2.1	2.7	2.6	4.2
Niveau 2 Perso.	Asym.	1.1	1.0	0.6	1.6	1.8	2.0	3.1
	Mod.	1.1	1.1	0.8	1.7	2.5	2.3	3.9
	Sév.	1.4	1.2	0.9	2.1	2.8	2.5	4.6
	Tous	1.2	1.1	0.8	1.8	2.4	2.3	3.9

* Positionnement dans les directions Antéro-Postérieur, Médiale-Latérale, Proximale-Distale et en 3D. Inclinaisons Latérale, Sagittale et rotation Axiale

Tableau 8 : Intervalle de confiance à 95% ($2RMS_{SD}$) sur la reproductibilité de position (3D) et d'orientation des vertèbres en fonction du niveau vertébral et de la catégorie des sujets (asymptomatiques, scolioses modérées ou sévères) pour les reconstructions personnalisées

	Niveau 2 (reconstructions personnalisées)												
	position 3D (mm)			Orientation L (°)			Orientation S (°)			Rotation A (°)			
	Asym.	Mod.	Sev.	Asym.	Mod.	Sev.	Asym.	Mod.	Sev.	Asym.	Mod.	Sev.	
T1	1,7	1,3	1,7	2,6	3,5	3,2	2,5	3,2	2,8	3,9	4,1	4,5	T1
T2	1,8	1,8	2,2	1,6	2,1	2,5	1,9	2,0	2,2				T2
T3													T3
T4													T4
T5										1,4	1,6	1,9	1,6
T6	T6												
T7	T7												
T8	T8												
T9	1,4	1,6	1,9	1,6	2,1	2,5	1,9	2,0	2,2	2,8	3,6	4,5	T9
T10													T10
T11													T11
T12													T12
L1	1,1	1,2	1,5	1,3	1,8	1,9	1,9	2,4	3,3	3,6	L1		
L2											L2		
L3											L3		
L4											L4		
L5	1,6	2,8	2,5	2,9	4,4	5,0	2,4	2,5	3,2	2,8	6,3	6,5	L5

6.3 Reproductibilité des paramètres cliniques

L'observation des données a montré une variation de la reproductibilité en fonction de la catégorie des sujets. En revanche, aucune différence significative n'a été trouvée entre les différents opérateurs.

Les valeurs moyennes, minimales et maximales obtenues pour chacun des paramètres cliniques (Tableau 9) montrent notamment des cyphoses réduites pour les catégories de sujets scoliotiques. La rotation axiale de l'apex (et l'indice de torsion) est en moyenne de 10° (5°) pour les scolioses modérées et de 17° (12°) pour les scolioses sévères.

Les intervalles de confiance à 95% ($2RMS_{SD}$) pour la reproductibilité des paramètres cliniques (Tableau 9) sont compris entre 3° et 6° pour les cyphoses et les lordoses, entre 1° et 3° pour les paramètres pelviens et entre 3° et 4° pour les paramètres liés à la scoliose.

Tableau 9 : Valeurs moyennes [minimales · maximales] pour les paramètres cliniques associées à leurs intervalles de confiance à 95% pour la reproductibilité ($2RMS_{SD}$)

	Sujets asymptomatiques		Scolioses modérées		Scolioses sévères	
	Moy [min · max]	IC 95%	Moy [min · max]	IC 95%	Moy [min · max]	IC 95%
Cyphose T1-T12 (°)	43 [24 · 65]	4,6	40 [24 · 64]	5,5	36 [22 · 46]	5,6
Cyphose T4-T12 (°)	35 [17 · 52]	3,4	29 [12 · 44]	3,8	24 [4 · 37]	4,3
Lordose L1-L5 (°)	-46 [-68 · -23]	3,8	-49 [-71 · -6]	4,6	-47 [-76 · -35]	5,4
Lordose L1-S1 (°)	-61 [-80 · -37]	3,6	-61 [-88 · -40]	4,1	-61 [-79 · -43]	4,2
Incidence pelvienne (°)	51 [31 · 74]	3,2	53 [35 · 76]	3,4	52 [31 · 82]	3,5
Version pelvienne (°)	9 [-5 · 22]	1,2	9 [-12 · 34]	1,4	9 [-3 · 28]	0,8
Pente sacrée (°)	-42 [-60 · -26]	3,2	-44 [-61 · -27]	3,0	-43 [-56 · -28]	3,2
Angle de Cobb (°)			26 [15 · 37]	3,1	49 [39 · 71]	3,5
RVA apex (°)			10 [1 · 19]	3,4	17 [8 · 28]	3,9
Indice de torsion (°)			5 [0 · 12]	4,0	12 [4 · 24]	4,2

6.4 Temps de reconstruction

Les temps de reconstruction relevés pour chacun des opérateurs n'ont pas montré de différences significatives entre les opérateurs. En revanche, des différences ont été observées entre les catégories de sujets.

Le temps de reconstruction moyen [min - max] pour obtenir une reconstruction pré-personnalisée est de 2min 30s [1min 30s – 3min 30s] et de 10min [6min – 13min] au total pour la reconstruction personnalisée (Tableau 10). Si l'étape préliminaire de numérisation des primitives du bassin est effectuée, il faut ajouter en moyenne 1min de temps de reconstruction supplémentaire. Parmi toutes les étapes du processus de reconstruction, l'étape 2.1 d'ajustement précis des corps vertébraux et des pédicules apparaît la plus coûteuse en temps de reconstruction opérateur.

Tableau 10 : Temps de reconstruction moyen [min - max] pour la méthode de reconstruction

Niveau de Recons.	Etape	Asym.	Mod.	Sév.	Tous
Niveau 1 Pré-perso.	1.1 1 ^{er} estimé	1min	1 min	1min	1min
	1.2 Ajust. Param. Clin.	1min	1min 30s	2min	1min 30s
	Temps cumulé [min - max]	2min [1min30s – 3min]	2min 30s [2min – 3min30s]	3min [2min – 3min30s]	2min 30s [1min30s – 3min30s]
Niveau 2 Perso.	2.1 Ajust CV + Péd	4min	4min 30s	5min	4min 30s
	2.2 Arcs post.	3min	3min	3min	3min
	Temps cumulé [min - max]	9min [6min - 11min]	10min [8min – 13min]	11min [8min – 13min]	10min [6min – 13min]

7 Discussion

L'objectif de cette étude était de proposer et d'évaluer une méthode de reconstruction s'appuyant sur des modèles paramétrés et des inférences statistiques. Deux niveaux de reconstruction ont été proposés : un premier niveau (reconstruction pré-personnalisée)

permettant d'obtenir rapidement un bon estimé de la reconstruction 3D ainsi que des paramètres cliniques et un deuxième niveau (reconstruction personnalisée) proposant une reconstruction plus précise pour un temps de reconstruction relativement réduit.

7.1 Précision de forme

Comme pour de nombreuses études (Fleute 2001; Laporte 2002; Mitulescu et al. 2002; Benameur et al. 2003; Laporte et al. 2003; Le Bras 2004; Pomero et al. 2004; Benameur et al. 2005; Mahfouz et al. 2006; Mitton et al. 2006; Baudoin 2007; Sadowsky et al. 2007), nous avons utilisé le CT-scan comme référence pour évaluer la précision de forme. L'espacement réduit entre les coupes (0,5mm) et la technique de segmentation semi-automatique proposée par le logiciel AmiraTM nous garantissent une référence de bonne qualité (de Guise et al. 1988).

Les reconstructions montrent une précision de forme pour les reconstructions pré-personnalisées (niveau 1) de 1,3mm en moyenne, avec un intervalle de confiance à 95% de 3,6mm. Le deuxième niveau de reconstruction (modèle personnalisé) permet de d'améliorer la précision : 1,0mm en moyenne avec un intervalle de confiance à 95% de 2,7mm. La vertèbre L5 est particulièrement difficile à identifier dans la radiographie frontale, à cause de l'importante inclinaison sagittale, ce qui explique une précision légèrement en retrait. Les écarts sont légèrement plus importants sur l'arc postérieur (en comparaison au corps vertébral et aux pédicules). Ceci est dû à la complexité de forme de cette partie anatomique (processus épineux, apophyses transverses et facettes articulaires) et à la difficulté d'identification de ces structures dans les radiographies.

Une comparaison à la littérature est proposée dans le Tableau 11. La précision de forme du modèle pré-personnalisé est quasiment identique à celle du modèle pré-personnalisé obtenue à partir de la méthode proposée par Pomero & Coll. (Pomero et al. 2004), pour un temps de reconstruction considérablement réduit (2min 30s contre 14min). Cette comparaison montre également l'apport, en termes de précision de forme, du modèle personnalisé obtenu à partir de la méthode de reconstruction proposée.

Tableau 11 : Comparaison de la précision de forme à la littérature pour les deux niveaux de reconstruction

	Méthodes	Echantillon	Méthodes de validation	Résultats	
				Ecart Moyen	2RMS
Niveau 1 Pré-personnalisé	-	40 vertèbres thoraciques et lombaires in vivo	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan (écarts points surface)	1,3mm	3,6mm
Niveau 2 Personnalisé				1,0mm	2,7mm
Delorme & Coll. (2003)	6 points SCP + 8 points NSCP	60 vertèbres thoraciques et lombaires in vivo		3,3mm	-
Mitulescu & Coll. (2002)	6 points SCP + 19 points NSCP	58 vertèbres thoraciques et lombaires in vivo		1,5mm	4,0mm
Pomero & Coll. (2004).	« 4 coins » des corps vertébraux dans chaque radiographie Inférences transversales → modèle pré-personnalisé			1,4mm	3,6mm
Benameur & Coll. (2003)	Recalage par traitement d'image basé segmentation			57 vertèbres scoliotiques thoraciques et lombaires in vivo	Th : 1,5mm Lomb : 0,7mm
Benameur & Coll. (2005)	Idem + initialisation hiérarchique	Th : 1,7mm Lomb : 1,5mm			3,3mm 3,8mm

7.2 Reproductibilité de position

(1) Intérêt de l'étude de reproductibilité

Avec cette étude de reproductibilité, nous cherchons à évaluer la qualité du positionnement des vertèbres obtenue à partir des reconstructions issues de la radiographie biplane. En toute rigueur, nous aurions dû également conduire une étude évaluant la justesse ou éventuellement l'exactitude (précision) de la méthode. En effet, une méthode peut être très reproductible tout en étant peu juste et donc peu précise. Néanmoins, les études de justesse ou de précision évaluant la position sont très contraignantes à mettre en place et doivent être menées in vitro. Dumas & Coll. (Dumas et al. 2004) a évalué in vitro la précision de positionnement des vertèbres obtenue avec une précédente méthode de reconstruction (méthode NSCP) utilisée dans nos laboratoires (Mitulescu et al. 2002). L'étude porte sur l'analyse de vertèbres lombaires sèches. Plusieurs orientations ont été évaluées, avec des rotations allant jusqu'à 40°. Cette étude a permis de montrer que la méthode n'introduisait pas de biais systématique (justesse de la méthode). L'intervalle de confiance à 95% pour la

précision d'orientation était de $\pm 1.6^\circ$ pour l'inclinaison latérale, $\pm 2.0^\circ$ pour l'inclinaison sagittale et $\pm 3.8^\circ$ pour la rotation axiale.

(2) Reproductibilité de position

Les résultats présentés dans le Tableau 7 montrent que la reproductibilité de position des reconstructions pré-personnalisées reste proche de celle des reconstructions personnalisées. On observe également que l'augmentation de la gravité de la scoliose entraîne une diminution de la reproductibilité de position. En effet, la scoliose provoque des inclinaisons et des rotations des vertèbres très prononcées ainsi que des déformations assez complexes, ce qui altère la visibilité des contours des vertèbres dans les radiographies. Le positionnement des vertèbres reste plus reproductible dans la direction Proximale-Distale que dans les deux autres directions. En effet, la visibilité des plateaux vertébraux, qui conditionne le positionnement Proximal-Distal, est généralement meilleure que celle des murs vertébraux qui conditionne les positionnements Médial-Latéral et Antéro-Postérieur. La reproductibilité de la rotation axiale reste un paramètre légèrement moins reproductible que les inclinaisons latérales et sagittales. En effet, l'ajustement de la RVA se base essentiellement sur le positionnement des pédicules et des murs vertébraux en vue de face et les murs sont parfois très peu visibles dans les radiographies, notamment dans le cas de fortes rotations axiales observées chez des sujets scoliotiques.

Le Tableau 9 détaille la reproductibilité des reconstructions personnalisées en fonction du niveau vertébral. La position des vertèbres T1 et L5 apparaît généralement moins reproductible. Ces vertèbres sont en effet assez difficiles à numériser à cause d'une inclinaison sagittale importante et de la superposition du sacrum pour L5. D'une manière générale, l'identification des vertèbres thoraciques hautes en vue sagittale est compliquée par la superposition des bras et des poumons.

(3) Comparaison à la littérature

Peu d'études ont été menées pour évaluer la reproductibilité du positionnement des vertèbres obtenu à partir des reconstructions par radiographies biplanes. Dumas & Coll. (Dumas et al. 2008) ont proposé une méthode de reconstruction semi-automatique par interpolation permettant d'obtenir rapidement un modèle pré-personnalisé de rachis dont les vertèbres sont ajustées en position et en dimension (mise à l'échelle). Les auteurs évaluent la reproductibilité de position en s'appuyant sur le calcul du RMS_{SD} , mais en utilisant une autre formule, dans laquelle la division par le facteur $n-1$ est remplacée par n (Figure 46). Cette

formule ne suit pas les recommandations de Gluer et al. (Gluer et al. 1995) de la norme ISO 5725 (AFNOR 1994) et tend à sous-estimer l'incertitude.

Formule utilisée dans cette étude

$$RMS_{SD} = \sqrt{\sum_{j=1}^m \frac{\sum_{i=1}^{n_j} (x_{ij} - \bar{x}_j)^2}{n-1}}{m}$$

Formule utilisée dans l'étude de Dumas et Coll.

$$RMS_{SD} = \sqrt{\sum_{j=1}^m \frac{\sum_{i=1}^{n_j} (x_{ij} - \bar{x}_j)^2}{n}}{m}$$

Figure 46 : Comparaison des formules utilisées dans la présente étude et dans les travaux de Dumas & Coll. (Dumas et al. 2008)

Néanmoins, afin de proposer une comparaison des deux méthodes, nous avons également évalué la reproductibilité de la méthode de reconstruction que nous proposons, avec la formule utilisée par Dumas & Coll. (Dumas et al. 2008). Nous nous sommes appuyés sur un sous-échantillon de 13 sujets (extrait des 20 sujets présentant une scoliose modérée) présentant un degré de scoliose similaire aux patients inclus dans l'étude de Dumas & Coll. (angle de Cobb moyen de 30°, l'étendue n'étant pas précisée). Cette comparaison (Tableau 12) montre une reproductibilité supérieure, pour les deux niveaux de reconstruction.

Tableau 12 : Comparaison de la reproductibilité de position et d'orientation pour les différents niveaux de reconstruction de la méthode proposée et pour la méthode de Dumas & Coll. (Dumas et al. 2008)
($2RMS_{SD}$ estimé par la formule proposée par les auteurs)

	N	Angle de Cobb moyen [min-max]	Position (mm)			Orientation (°)		
			A-P*	M-L*	P-D*	L*	S*	A*
Niveau 1 Pré-personnalisé	13	30° [23°- 36°]	1.1	1.1	0.7	2.3	2.3	3.6
Niveau 2 Personnalisé			0.9	0.9	0.6	2.1	2.0	3.3
Dumas & Coll.	11	30°	1.8	3.8	4.0	3.0	4.0	4.0

* Positionnement dans les directions Antéro-Postérieur, Médiale-Latérale, Proximale-Distale. Inclinaisons Latérale, Sagittale et rotation Axiale

7.3 Reproductibilité des paramètres cliniques

Depuis bien longtemps, les cliniciens mesurent des paramètres cliniques directement dans les radiographies 2D. Si les paramètres cliniques angulaires tels que la cyphose, la lordose, les paramètres pelviens ou l'angle de Cobb peuvent être mesurés facilement à partir de règles et de rapporteurs, ce n'est pas le cas de la rotation axiale des vertèbres. Pour estimer ce paramètre tridimensionnel, certaines techniques proposent de s'appuyer sur la déviation

observée dans la radiographie 2D frontale entre le centre du corps vertébral et les pédicules (Nash et al. 1969; Stokes et al. 1986). Des outils de mesures dédiés, tels que le torsiomètre de Perdriolle (Perdriolle et al. 1985) ou la règle de Raimondi (Weiss 1995), ont été développés afin de faciliter la mesure de la rotation axiale à partir de la radiographie frontale.

La reproductibilité des paramètres cliniques évalués par ces mesures 2D directes a été très largement étudiée dans la littérature (Barsanti et al. 1990; Carman et al. 1990; Morrissy et al. 1990; Richards 1992; Polly et al. 1996). Or, plusieurs études (Oda et al. 1982; Morrissy et al. 1990; Shea et al. 1998) ont montré que la reproductibilité des mesures directes dans les radiographies pouvait rapidement se dégrader en fonction des outils de mesure utilisés.

C'est pourquoi des méthodes de mesures 2D assistées par ordinateur ont été développées afin de s'affranchir de ces sources de variabilité (Shea et al. 1998; Harrison et al. 2001; Cheung et al. 2002; Champain et al. 2006). Néanmoins, la nécessité d'analyser les déformations rachidiennes en trois dimensions (Perdriolle 1979; Perdriolle et al. 1987; Dubousset 1992) a motivé les équipes de recherche à développer des méthodes de reconstruction 3D à partir de la radiographie biplane, offrant au clinicien à la fois une visualisation tridimensionnelle des déformations et un calcul automatique des paramètres cliniques à partir de la reconstruction 3D. Plusieurs études ont évalué la reproductibilité des paramètres cliniques obtenus à partir de ces méthodes de reconstruction 3D (Labelle et al. 1995; Delorme et al. 2003; Gille et al. 2007). Néanmoins, la nouvelle méthode de reconstruction que nous évaluons dans cette étude requiert une nouvelle étude de reproductibilité. Nous avons également décidé d'élargir les catégories de sujets impliquées dans l'étude pour que la méthode proposée couvre un champ d'application plus large. En effet, nous avons inclus des sujets asymptomatiques, des scolioses modérées et sévères alors que bien souvent, les études ne s'intéressent qu'à l'une de ces catégories.

Avant de discuter des résultats obtenus en ce qui concerne la reproductibilité, nous avons vérifié que les valeurs des paramètres cliniques (Tableau 9) étaient comparables aux valeurs publiées dans différentes études de la littérature (Jackson et al. 1998; Champain et al. 2006; Baudoin 2007; Gille et al. 2007). On observe notamment, comme l'ont mentionné Jackson & Coll. (Jackson et al. 1998), que la scoliose entraîne une diminution de la cyphose.

Pour positionner la méthode face à la littérature au niveau de la reproductibilité des paramètres cliniques, nous nous comparons à trois catégories de méthodes (Tableau 13) :

- ✚ Des mesures 2D directes dans les radiographies (Carman et al. 1990; Weiss 1995),
- ✚ Des mesures 2D assistée par ordinateur (Cheung et al. 2002; Champain et al. 2006)
- ✚ Des méthodes de reconstruction 3D à partir de la radiographie biplane (Delorme et al. 2003; Champain 2004; Baudoin 2007; Gille et al. 2007)

Tableau 13 : Synthèse des études de reproductibilité des paramètres cliniques mises en place au niveau du rachis et du bassin

	Méthode	Paramètres évalués	Sujets	Nombre opérateurs
Carman & Coll. (1990)	2D	Rachis (Cyphose, Cobb)	20 patients cyphotiques 8 patients scolioses modérées et sévères Cobb non renseigné	5
Weiss & Coll. (1995)	2D Mesure de la RVA de l’apex à partir du torsiomètre et de la règle de Raimondi	Rachis (RVA apex)	20 patients scoliotiques Cobb moyen (SD) 44° (22°)	2
Cheung & Coll. (1990)	2D assistée ordinateur	Rachis (Cyphose, Cobb, RVA apex)	40 patients scoliotiques Cobb [10° - 60°]	5
Champain & Coll. (2006)		Rachis (Cyphose, Lordose, Cobb) Bassin	30 sujets asymptomatiques	3
			30 patients scolioses sévères Cobb > 40°	2
Delorme & Coll. (2003)	Reconstruction 3D 6 points SCP + 8 points NSCP	Rachis (Cyphose, Lordose, RVA apex)	15 patients scolioses sévères Cobb non renseigné	2
Champain & Coll. (2004)	Reconstruction 3D « 4 coins » des corps vertébraux dans chaque radiographie	Rachis (Cyphose, Lordose, Cobb, RVA apex, Indice torsion)	30 patients scoliose très modérées Cobb 16° [5° - 38°]	3
Gille & Coll. (2007)	Inférences transversales (Pomero & Coll. (2004)) + ajustements fin → modèle personnalisé	Rachis (idem) Bassin		
Baudoin 2007	Reconstruction 3D Numérisation de primitives anatomiques du bassin	Bassin	20 sujets asymptomatiques	2

La comparaison à la littérature de la reproductibilité des paramètres cliniques est résumée dans le Tableau 14.

Au niveau des cyphoses et des lordoses, la reproductibilité de la méthode que nous proposons est comprise entre 3,4° et 5,6°, toutes catégories de sujet confondues. Ces résultats sont en adéquation avec les valeurs rencontrées dans la littérature, excepté pour Delorme & Coll. (Delorme et al. 2003), qui affichent une reproductibilité très faible au niveau de la lordose L1/L5, et pour Carman & Coll. (Carman et al. 1990), légèrement en retrait avec une méthode de saisie 2D des paramètres cliniques directement dans les radiographies.

En ce qui concerne les paramètres liés au bassin, la reproductibilité de la version pelvienne se situe entre 0,8° et 1,4° alors que la reproductibilité de l'incidence pelvienne et de la pente sacrée varie entre 3,0° et 3,5°. En effet, ces deux paramètres cliniques dépendent de l'orientation du plateau sacré, parfois difficile à numériser dans la radiographie sagittale. La comparaison avec la littérature montre des résultats comparables à l'étude menée par Baudoin (Baudoin 2007) (méthode de numérisation identique) et à l'étude de Champain & Coll. (Champain et al. 2006). Les résultats sont légèrement en retrait par rapport à Gille & Coll. (Gille et al. 2007).

L'angle de Cobb, la RVA de l'apex et l'indice de torsion sont des paramètres importants pour diagnostiquer la scoliose. La reproductibilité de ces paramètres se situe entre 3° et 4° pour la méthode que nous proposons (Tableau 14), avec une reproductibilité qui diminue lorsque la scoliose s'aggrave et altère la visibilité des contours dans les radiographies. En particulier, la vertèbre apicale (zone où l'amplitude de la RVA est maximale) est parfois difficile à identifier, lorsque la scoliose devient très prononcée. En effet, le mur vertébral et le pédicule sur le côté concave de la courbure ont tendance à « disparaître » dans la radiographie frontale. La comparaison à la littérature montre que la reproductibilité de ces paramètres est en accord avec les valeurs de Champain (Champain 2004), compte tenu du fait que les patients impliqués dans cette étude présentent des scolioses très modérées (angle de Cobb moyen de 16° contre 26° pour notre étude). En revanche, les résultats sont légèrement en retrait par rapport aux valeurs reportées par Gille & Coll. (Gille et al. 2007), une étude qui s'appuie pourtant sur le même protocole de reconstruction et sur les mêmes sujets que Champain (Champain 2004). Les résultats restent globalement en accord avec la littérature excepté pour les études s'appuyant sur des mesures 2D directement dans les radiographies (Carman et al. 1990; Weiss 1995), qui présentent une reproductibilité plus faible, ce qui permet de montrer l'apport des approches assistées par ordinateur (2D ou 3D).

Enfin, l'évaluation proposée par Delorme & Coll. (Delorme et al. 2003), malgré l'utilisation d'une méthode de reconstruction 3D, affiche également une reproductibilité en retrait.

Tableau 14 : Comparaison à la littérature pour l'intervalle de confiance à 95% ($2RMS_{SD}$) sur la reproductibilité des paramètres cliniques

			Cyphoses (°)		Lordoses (°)		Bassin (°)			Scoliose (°)		
			T1/T12	T4/T14	L1/L5	L1/S1	Incid. Pelv.	Vers. Pelv.	Pente Sacrée	Angle Cobb	RVA apex	Indice Torsion
Notre étude	3D	Asym	4,6	3,4	3,8	3,6	3,2	1,2	3,2	-		
		Mod	5,5	3,8	4,6	4,1	3,4	1,4	3,0	3,1	3,4	4,0
		Sév	5,6	4,3	5,4	4,2	3,5	0,8	3,2	3,5	3,9	4,2
Carman (1990)*	2D	Asym		7,5								
		Mod & Sév								7,1		
Weiss (1995)*		Mod & Sév									6.2	
Cheung (1990)*	2D	Mod & Sév		3,8						2,9 ^(a) 3,4 ^(b)	2,9	
Champain (2006)*	assist. ordi.	Asym		3,7		3,1	2,4	1,4	2,8	2,8		
		Sév		5,6						5,7		
Delorme (2003)	3D	Sév		5,0	15,0						5,7 ^(c) 10,6 ^(d)	
Champain (2004)		Très Mod								3,0	3,0	3,0
Gille (2007)*			4,7	3,0	3,0		1,7	1,5	1,6	2,0	1,4	1,8
Baudoin 2007		Asym					3,0	1,0	2,5			

(*) Pour les études marquées d'un astérisque, l'incertitude de mesure $2RMS_{SD}$ a été calculée à partir du CR (Coefficient of Reproducibility)

(a) – (b) Cheung & Coll. (Cheung et al. 2002) confrontent deux méthodes de numérisation des plateaux : avec deux points à chaque extrémité (a) ou avec un segment de droite (b)

(c) – (d) Résultats obtenus lorsque la RVA est calculée sur une vertèbre thoracique (c) ou lombaire (d)

7.4 Temps de reconstruction

La méthode proposée permet d'obtenir très rapidement (2min 30s) une reconstruction pré-personnalisée du rachis qui peut être ajustée en un temps relativement réduit (10min) pour obtenir une reconstruction personnalisée (Tableau 10). Dans ce processus de reconstruction, l'étape 2.1 (ajustement précis des corps vertébraux et des pédicules) reste la plus coûteuse en temps de reconstruction (4 minutes 30 secondes).

Dumas & Coll. (Dumas et al. 2008) proposent une méthode de reconstruction rapide (5 minutes) d'un modèle de rachis pré-personnalisé dont les vertèbres sont ajustées en position et en taille. En revanche, l'ajustement de la forme des vertèbres n'est pas possible. L'arc postérieur et la cunéiformisation des vertèbres ne peuvent être ajustés, ce qui est une limite importante à l'utilisation de cette méthode pour des scolioses sévères (forte cunéiformisation des vertèbres) et au calcul de paramètres cliniques s'appuyant sur l'orientation des plateaux vertébraux (Angle de Cobb, cyphoses, lordoses...).

La méthode proposée par Pomero & Coll. (Pomero et al. 2004), avec la numérisation de 8 points par vertèbre, requiert 14 minutes pour obtenir un modèle pré-personnalisé. Néanmoins, pour obtenir des paramètres cliniques précis, cette méthode doit être complétée par un ajustement a posteriori de la forme des vertèbres (méthode présentée par Gille & Coll. (Gille et al. 2007)), portant le temps de reconstruction à 20 minutes pour des scolioses très modérées.

En comparaison avec ces approches, la méthode de reconstruction proposée dans cette étude permet d'obtenir très rapidement (2 minutes 30 secondes) les paramètres cliniques essentiels pour l'analyse clinique de la colonne vertébrale ainsi qu'une reconstruction 3D pré-personnalisée, y compris au niveau de la forme (cunéiformisation) des vertèbres. Ce premier niveau de reconstruction, dédié à une utilisation en routine, sera suffisant pour la plupart des applications rencontrées en clinique courante. Pour des pathologies plus complexes ou pour des applications en recherche, une reconstruction plus précise peut être obtenue en un temps réduit (10 minutes au total).

8 Conclusion

La première partie de ce travail personnel a permis de présenter une méthode de reconstruction semi-automatique s'appuyant sur une description paramétrée du rachis et des vertèbres et sur des inférences statistiques longitudinales et transversales. Deux niveaux de reconstruction ont été proposés.

Le premier niveau (reconstruction pré-personnalisée) permet d'obtenir très rapidement (2 minutes 30 secondes) un bon estimé de la reconstruction 3D avec une précision de forme en moyenne à 1,3mm par rapport au CT-scan. La reproductibilité de position a été évaluée sur des sujets sains et sur des sujets présentant des scolioses modérées et sévères, avec un intervalle de confiance à 95% de 2,1mm pour la position et entre 2,6° et 4,2° pour l'orientation. Enfin les paramètres cliniques, évalués dès cette étape pour une utilisation en routine clinique, montrent une reproductibilité comprise entre 3° et 6° pour les cyphoses et les lordoses, entre 1° et 3° pour les paramètres pelviens et entre 3° et 4° pour les paramètres liés à la scoliose.

Le deuxième niveau de reconstruction (reconstruction personnalisée) permet d'affiner la reconstruction pré-personnalisée pour obtenir une reconstruction plus précise (précision de forme en moyenne à 1,0mm). L'intervalle de confiance à 95% sur la reproductibilité de position devient 1,8 mm pour la position et entre 2,3° et 3,9° pour l'orientation. Ce niveau de précision est obtenu en un temps de reconstruction relativement réduit (10 minutes) pour une utilisation en clinique (pathologies plus complexes) et pour des besoins de recherche.

Cette méthode est actuellement utilisée dans nos laboratoires pour des applications en recherche. Elle est également utilisée en routine clinique dans plusieurs hôpitaux tels que le CHU de Bordeaux, l'Hôpital universitaire de Pecs en Hongrie et le CHU Sainte-Justine (Montréal, Canada).

Malgré les résultats satisfaisant de cette méthode, il reste des pistes d'amélioration en termes d'automatisation des méthodes de reconstruction. L'idée de « remplacer » certaines de ces manipulations opérateur par des algorithmes de traitement d'image.

La méthode de reconstruction développée dans cette première partie, en s'appuyant sur un modèle paramétré utilisant des inférences statistiques, permet d'obtenir très rapidement (2 minutes 30 secondes), une reconstruction pré-personnalisée, c'est-à-dire proche de la solution recherchée. Or, la convergence des algorithmes de traitement d'image dépend de la qualité de l'initialisation des modèles.

C'est pourquoi nous proposons dans la suite de ce travail de poursuivre la semi-automatisation de la méthode de reconstruction présentée dans cette première partie, en focalisant sur l'étape 2.1. En effet, cette étape d'ajustement précis des corps vertébraux et des pédicules est la plus coûteuse en temps de reconstruction (4 minutes 30 secondes). De plus, l'ajustement des corps vertébraux et des pédicules est important d'un point de vue clinique

puisque'il conditionne la position et l'orientation des vertèbres ainsi que des paramètres de forme comme la cunéiformisation.

Le développement de cette semi-automatisation par traitement d'image va se dérouler en deux parties.

Tout d'abord, nous allons montrer que les modèles 3D de vertèbres surfaciques ne permettent pas d'extraire des informations réalistes, au regard de ce que l'on peut observer dans les radiographies. Or, cet élément est une condition essentielle au développement d'algorithmes de traitement d'image robustes. Nous allons donc proposer des modèles pseudo-volumiques qui permettent de générer des radiographies simulées réalistes. La création de ces modèles fera l'objet de la deuxième partie de ce travail personnel.

Enfin, en nous appuyant sur ces modèles pseudo-volumiques, nous proposerons des algorithmes de recalage des corps vertébraux et des pédicules par traitement d'image, permettant de semi-automatiser l'étape de reconstruction 2.1. La description et l'évaluation de cette nouvelle méthode de reconstruction fera l'objet de la troisième et dernière partie de ce travail de thèse.

2 Modélisation pseudo-volumique des vertèbres

L'objectif est de poursuivre la semi-automatisation de la méthode de reconstruction s'appuyant sur des modèles paramétrés et des inférences statistiques en « remplaçant » certaines manipulations de l'opérateur par du traitement d'image. Ce travail fera l'objet de la troisième partie de ce travail personnel.

Au préalable, il nous faut évoluer sur le mode de représentation des modèles 3D utilisés. En effet, les modèles surfaciques que nous utilisons ne sont pas assez réalistes pour envisager des méthodes de recalage par traitement d'image efficaces. En effet, ces algorithmes s'appuient sur l'association entre les informations extraites des modèles et celles extraites des images. Par conséquent, il est important que les informations extraites des modèles de vertèbres soient cohérents par rapport aux informations extraites des radiographies. C'est pourquoi nous proposons, dans la deuxième partie de ce travail de thèse, des modèles pseudo-volumiques permettant de simuler des radiographies réalistes, et par conséquent, d'en extraire des informations cohérentes par rapport à ce que l'on peut observer dans une radiographie réelle.

Nous commencerons par situer le contexte (limites des modèles surfaciques et développement des modèles volumiques et pseudo-volumiques). Nous rappellerons ensuite le principe de la simulation de radiographies. Nous décrirons les modèles pseudo-volumiques développés puis nous proposerons une évaluation en deux temps : vérification des hypothèses de modélisation et évaluation de la qualité des informations extraites des modèles.

1 Contexte

1.1 Limites des modèles surfaciques

A notre connaissance, toutes les méthodes de reconstruction 3D à partir de radiographies biplanes (excepté les méthodes utilisant des algorithmes de recalage basé sur des mesures de similarité (Mahfouz et al. 2006; Sadowsky et al. 2007)) s'appuient sur une extraction de contours à partir d'une modélisation surfacique de l'objet 3D. Les algorithmes détaillées par Laporte & Coll. ou Benameur & Coll. (Benameur et al. 2003; Laporte et al. 2003) permettent d'extraire la silhouette d'un modèle à partir des arrêtes de la surface tangentes aux droites de projection des rayons X.

Néanmoins, les informations extraites à partir de ces méthodes manquent parfois de réalisme, en particulier en ce qui concerne les corps vertébraux. En effet, certains contours

apparaissent dans les images radiographiques et sont absents dans le modèle, ou inversement, certains contours sont quasi inexistant dans les radiographies et apparaissent clairement dans le modèle. Une illustration de cette incohérence est proposée Figure 47.

Cette question de l'adéquation entre les contours extraits du modèle et les contours visibles dans les images est une problématique majeure en termes de traitement d'image. Comme nous l'avons introduit dans notre revue bibliographique, il existe deux familles d'algorithmes basés sur le traitement des images : des approches cherchant à associer (i.e. à apparier) des contours du modèle à la segmentation des radiographies et des méthodes s'appuyant sur des mesures de similarité entre les radiographies réelles et simulées. Or, pour des approches basées sur la segmentation des images, il est essentiel d'associer chacun des contours extraits des radiographies au contour qui lui correspond dans le modèle. Par ailleurs, si l'on s'intéresse aux méthodes basées sur des mesures de similarité, l'utilisation de modèles surfaciques (qui ne contiennent pas d'information volumiques sur la structure interne des objets) ne permet pas de générer les radiographies simulées indispensables à ce type d'applications.

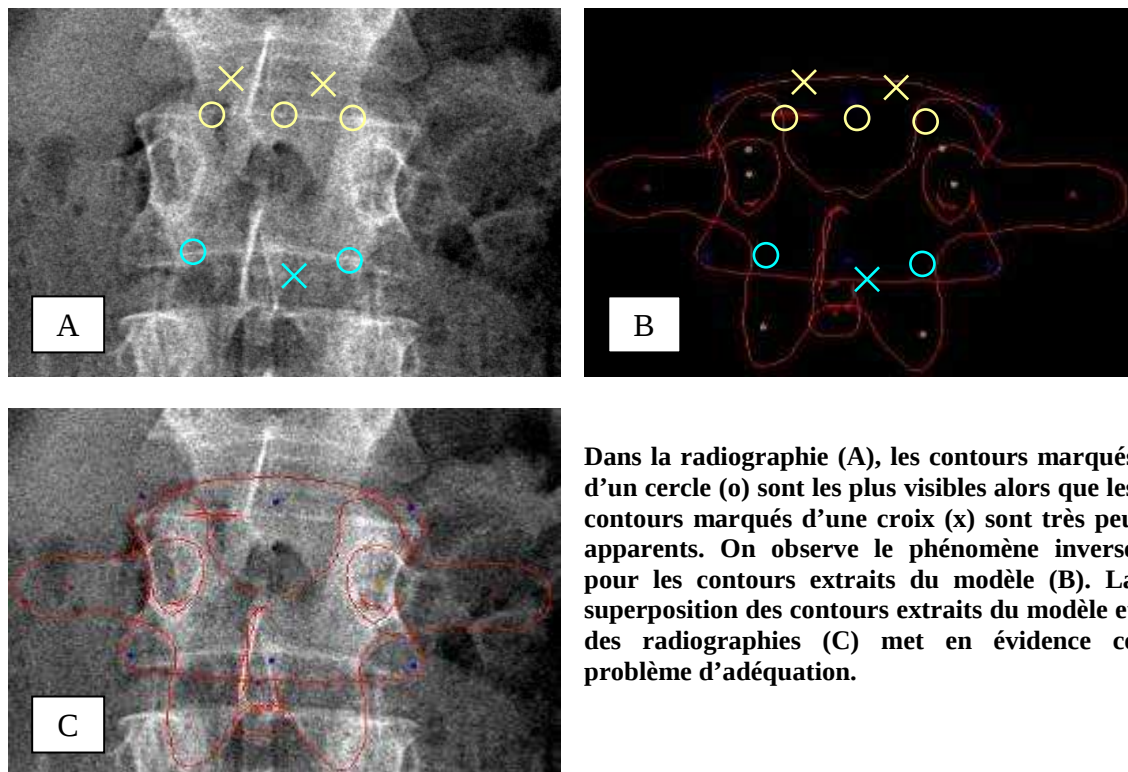


Figure 47 : Contours extraits à partir des modèles surfaciques (vertèbre L3)

1.2 Introduction des modèles pseudo-volumiques

L'idée est alors de développer des modèles de vertèbres permettant de générer des radiographies simulées réalistes (ouvrant la voie aux méthodes basées sur des mesures de similarité) et dont l'extraction de contours soit cohérente avec ce que l'on observe dans les radiographies (pour des méthodes basées sur la segmentation des radiographies).

Sadowsky & Coll. (Sadowsky et al. 2007), dans une méthode de recalage du bassin s'appuyant sur des mesures de similarité, ont proposé une modélisation volumique des vertèbres, basée sur un modèle surfacique moyen et sur les données volumiques de coupes CT-scan d'un patient. Or ces modèles contiennent une grande quantité d'information et nécessitent des méthodes optimisées (Birkfellner et al. 2005; Spoerk et al. 2007) afin de générer des radiographies simulées en un temps de calcul réduit.

Ainsi, des travaux de recherche ont été initiés en collaboration entre le *Laboratoire de Biomécanique* et le *Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie* (Amandjules et al. 1999) afin de proposer des représentations simplifiées de ces modèles volumiques. Ces travaux ont abouti au développement de modèles dit « pseudo-volumiques ». La vertèbre est assimilée à une structure à deux milieux homogènes : un volume d'os spongieux entouré par une épaisseur d'os cortical, chaque milieu présentant une densité et un coefficient d'atténuation constant.

Néanmoins, la définition des modèles pseudo-volumiques utilisée reste, pour le moment, approximative. En effet, aucun travail de recherche n'a été entrepris afin de définir précisément les épaisseurs d'os cortical ainsi que les densités et coefficients d'atténuation de chacun des deux milieux (os cortical et os spongieux). C'est pourquoi l'objectif de la deuxième partie de ce travail de thèse est de poursuivre le développement de ces modèles volumiques de vertèbres et d'évaluer la qualité des radiographies simulées générées à partir de ces modèles.

2 Radiographie simulée

2.1 L'atténuation des rayons X

Nous rappelons ci-dessous que l'intensité générée par un rayon X traversant un matériau d'épaisseur t est donnée par la loi d'atténuation suivante :

$$I = I_0 \times \exp\left(-\frac{\mu}{\rho} \times \rho \times t\right)$$

I : Intensité de la radiographie
 I_0 : Intensité incidente
 $\frac{\mu}{\rho}$: Coefficient d'atténuation massique
 ρ : Densité du matériau
 t : Épaisseur traversée

Le coefficient d'atténuation massique est fonction du matériau et de l'énergie des photons qui le traversent. Or, la plupart des systèmes de radiographie ne sont pas monoénergétiques. Pendant la génération de la radiographie, des photons à différentes énergies traversent la matière. On utilise donc les spectres du système d'imagerie en question qui nous renseignent de la quantité et de l'énergie des photons émis au cours de la radiographie. Pour le système EOS, qui sera utilisé pour cette étude, les spectres utilisés sont extraits des travaux de thèse de Philippe Després (Després 2004). On peut ainsi connaître, pour un kilovoltage maximale donné (paramètre de la radiographie exprimé généralement en kVp), le spectre des photons qui traversent la matière (Figure 48).

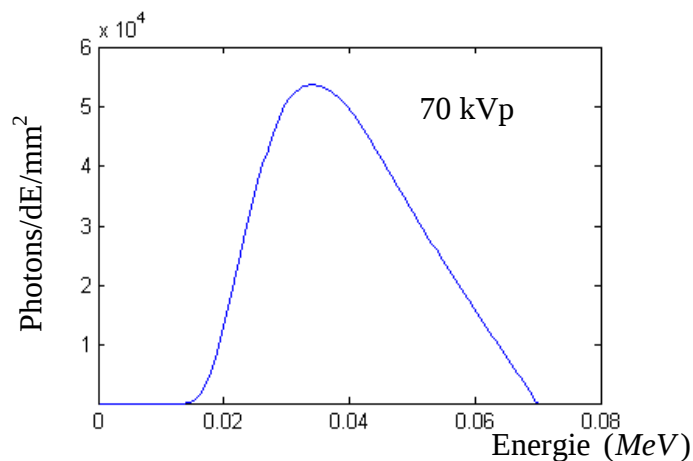


Figure 48 : Spectre du système EOS à 70 kVp

Connaissant le spectre des photons qui traversent la matière, nous utilisons les tables et graphiques disponibles sur le site du *National Institute of Standards and Technology Physics Laboratory* (Gaithersburg, MD, USA) (Physics Laboratory) donnant les coefficients d'atténuation massique en fonction de l'énergie des photons (Figure 49).

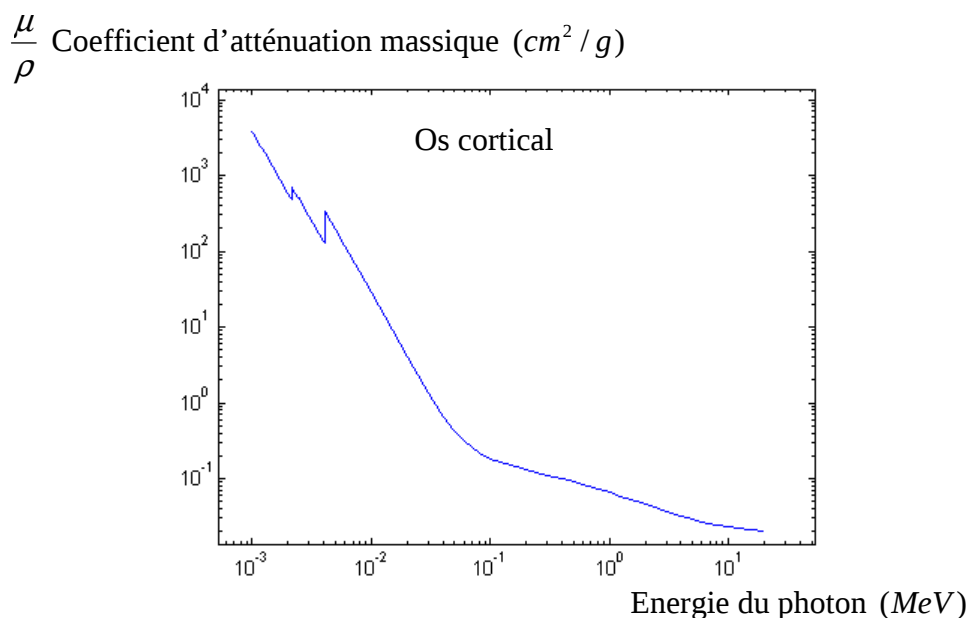


Figure 49 : Coefficient d'atténuation massique en fonction de l'énergie du photon pour l'os cortical

2.2 Génération d'une radiographie simulée

En connaissant les matériaux qui composent une structure, l'épaisseur traversée par chacun des rayons X et les paramètres de la radiographie, il est alors possible de générer une radiographie simulée, appelé également DRR pour « Digitally Reconstructed Radiograph ». Cette application est particulièrement utilisée dans les problématiques de recalage 2D/3D de coupes CT-scan (ou IRM) sur une ou plusieurs radiographies planes. Dans ces applications, on utilise les informations volumiques issues du scanner pour générer une (ou plusieurs) radiographie(s) simulée(s) (Figure 50).

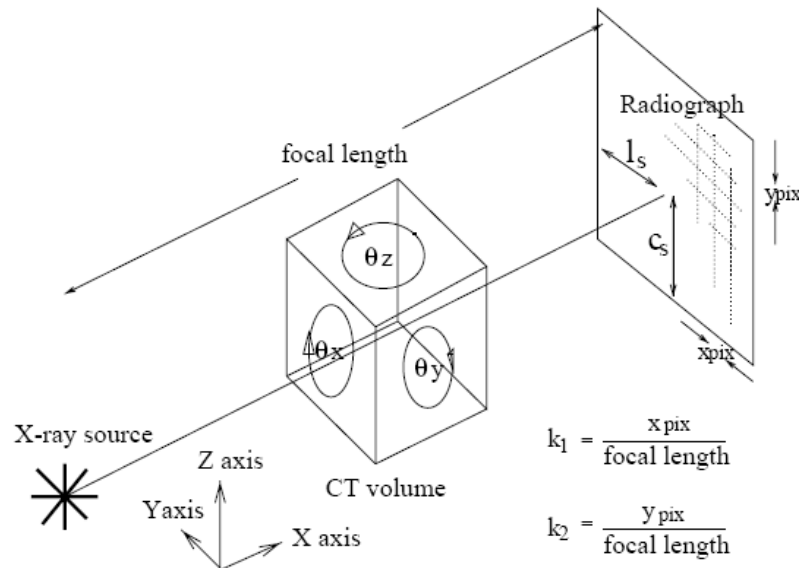


Figure 50 : Principe de la radiographie simulée à partir de coupes CT-scan (d'après Penney & Coll. (Penney et al. 1998))

3 Matériels & Méthodes

3.1 Principe du modèle pseudo-volumique

L'intensité d'une image radiographique est fonction des paramètres de la radiographie, des épaisseurs et de la nature des matériaux traversés. Le modèle pseudo-volumique s'appuie sur une description de la vertèbre assimilée à une structure à deux milieux homogènes : un volume d'os spongieux entouré par une épaisseur d'os cortical, chaque milieu présentant une densité et un coefficient d'atténuation constant. Ces deux milieux seront définis par une surface externe modélisant la frontière entre le milieu extérieur et l'os cortical et une surface interne délimitant la frontière entre l'os cortical et l'os spongieux. En pratique, la surface interne sera créée à partir de la surface externe et de la connaissance de l'épaisseur d'os cortical qui entoure la vertèbre.

3.2 Création des modèles pseudo-volumiques

(1) Surface externe

Nous nous sommes appuyés sur les surfaces externes définies par Le Bras & Coll. (Le Bras et al. 2003) et utilisées actuellement dans nos laboratoires pour les modélisations surfaciques. Ces surfaces sont des modèles détaillés (environ 2000 points) obtenus par déformation d'un modèle issu du CT-scan sur des points anatomiques « moyens » (environ 200 points) générés à partir d'une base de données (Figure 39 page 91).

(2) *Épaisseurs d'os cortical*

Une revue de littérature nous a permis de relever de nombreuses études minutieuses ayant pour objectif la mesure de l'épaisseur de l'os cortical des vertèbres. Ces études focalisent sur les corps vertébraux et les pédicules. A notre connaissance, aucune étude n'a été menée sur l'arc postérieur. C'est pourquoi nous proposons un modèle d'épaisseur qui s'appuie, en ce qui concerne le corps vertébral et les pédicules, sur la littérature, et en ce qui concerne l'arc postérieur, sur la segmentation de coupes CT-scan.

(a) *Revue de littérature pour le corps vertébral*

Notre revue de littérature nous a permis de recenser plusieurs études dont l'objectif est la mesure de l'épaisseur de l'os cortical du corps vertébral (Silva et al. 1994; Ritzel et al. 1997; Edwards et al. 2001; Panjabi et al. 2001; Fazzalari et al. 2006). Toutes ces études s'appuient sur l'analyse de sections sagittales au milieu du corps vertébral (Figure 51A) à partir de mesures de sections découpées et photographiées (Ritzel et al. 1997; Edwards et al. 2001; Fazzalari et al. 2006) ou radiographiées (Panjabi et al. 2001) ou de CT-scan (Silva et al. 1994). Un tableau de synthèse de cette revue de littérature est proposé en Annexe 4. Ces études montrent notamment que l'épaisseur du mur antérieur est significativement plus importante que celle du mur postérieur.

L'étude la plus rigoureuse et la plus complète d'un point de vue des mesures effectuées est, selon nous, celle d'Edward & Coll. (Edwards et al. 2001). Les auteurs ont analysé 83 vertèbres (T1, T5, T9, L1 et L5) provenant de 20 rachis asymptomatiques (11 hommes et 9 femmes, âge moyen : 70 ans [49 ans – 82 ans]). L'étude est réalisée à partir de sections découpées puis photographiées à partir d'un scanner haute résolution (taille des pixels : $0,063\text{mm}^2$). Les auteurs proposent une analyse fine sur différentes régions anatomiques de l'épaisseur d'os cortical de sections sagittales (Figure 51). C'est à partir des résultats de cette étude (résumés dans le Tableau 15) que nous construirons le corps vertébral du modèle pseudo-volumique. Pour les niveaux vertébraux qui ne sont pas inclus dans cette étude, nous avons interpolé à partir des résultats présentés pour définir des épaisseurs pour chaque vertèbre de T1 à L5.

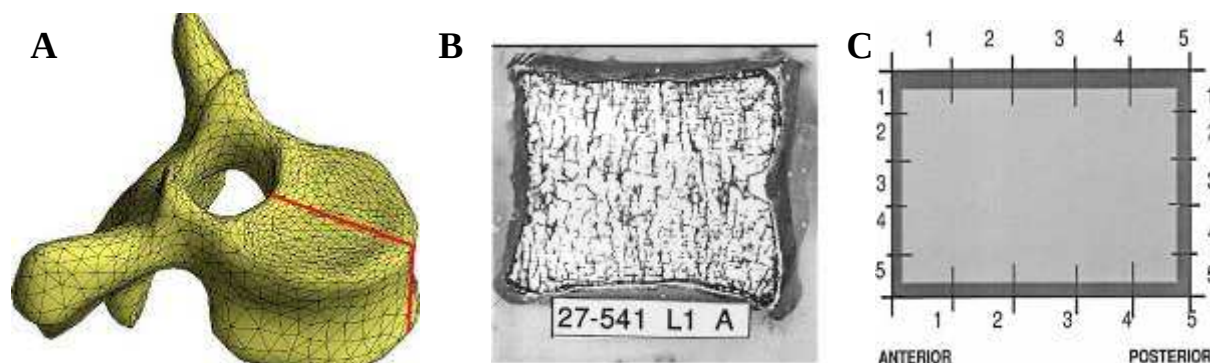


Figure 51 : sections dans le plan sagittal au milieu du corps vertébral (A-B) et régions anatomiques mesurées sur le mur antérieur, postérieur et sur les plateaux supérieurs et inférieurs (C) (Edwards et al. 2001)

Tableau 15 : Epaisseur d'os cortical du corps vertébral : moyenne des résultats obtenus par Edwards & Coll. (Edwards et al. 2001) pour chaque région (en mm)

	Mur antérieur	Mur postérieur	Plateau supérieur	Plateau inférieur
T1	0,6	0,5	0,6	0,6
T5	0,9	0,5	0,5	0,6
T9	1,0	0,4	0,6	0,6
L1	0,8	0,5	0,7	0,8
L5	0,8	0,7	0,6	0,6

(b) Revue de littérature pour les pédicules

Notre revue de littérature nous a permis de recenser plusieurs études dont l'objectif est la mesure de l'épaisseur de l'os cortical des pédicules (Kothe et al. 1996; Mitra et al. 2002; Datir et al. 2004; Liau et al. 2006). Un tableau de synthèse de cette revue de littérature est proposé en Annexe 5. Ces études montrent que l'épaisseur d'os cortical mesurée sur le côté interne du pédicule est systématiquement supérieure à celle mesurée sur la partie externe.

Mitra & Coll., Datir & Coll. et Liau & Coll. utilisent des coupes axiales CT-scan (i.e. dans l'axe du pédicule) pour mesurer l'épaisseur du côté interne (au niveau du canal médullaire) et externe du pédicule. Kothe & Coll. proposent une étude plus fine des épaisseurs d'os cortical pour différentes régions anatomiques du pédicule. En effet, les auteurs mesurent l'épaisseur interne, externe, supérieure et inférieure à partir de radiographies de sections découpées perpendiculairement à l'axe des pédicules (Figure 52). 18 vertèbres T2, T6, T7, T10 et T11 provenant de 14 sujets (âge moyen 57 ans [33 ans – 82 ans] avec un ratio hommes/femme de 2/3) sont analysées. Ainsi, nous nous sommes appuyés sur les résultats de cette étude (résumés dans le Tableau 16) pour définir les épaisseurs d'os cortical des

pédicules des modèles pseudo-volumiques. Comme pour le corps vertébral, nous avons interpolé et extrapolé à partir des données publiées pour définir une épaisseur d'os cortical pour chaque niveau vertébral.

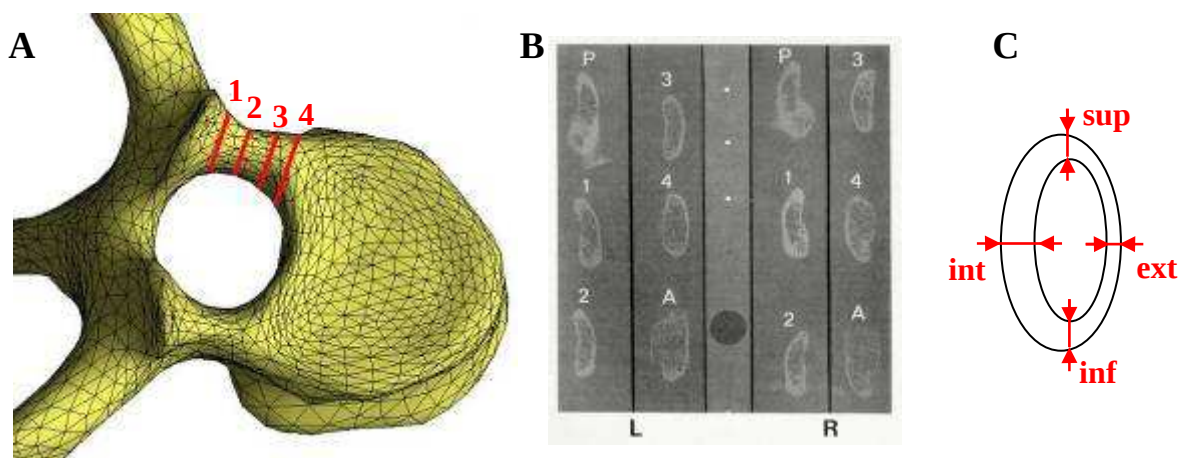


Figure 52 : sections des pédicules mesurées par Kothe & Coll. (Kothe et al. 1996) (A) à partir de radiographies de sections découpées (B). Mesures des épaisseurs supérieures, inférieures, internes (coté du canal médullaire) et externes (C).

Tableau 16 : Epaisseur d'os cortical du pédicule : moyenne des résultats obtenus par Kothe & Coll. pour chaque région (en mm)

	Supérieur	Inférieur	Interne	Externe
T2	2,0	2,0	0,5	1,5
T6 – T7	1,7	1,4	0,4	1,0
T10 – T11	2,1	1,8	0,5	1,3

(c) Arc postérieur

Nous n'avons trouvé aucune étude dans la littérature cherchant à mesurer l'épaisseur d'os cortical dans l'arc postérieur. Nous nous sommes donc appuyés, dans une approche très préliminaire, sur une acquisition CT-scan de vertèbre T7 d'un rachis isolé (espacement des coupes : 1,0mm, taille des pixels des images : $(0,22 \times 0,22)mm^2$). Afin de mesurer l'épaisseur d'os cortical, l'enveloppe externe et la frontière entre l'os cortical et l'os spongieux ont été segmentées (segmentation semi-automatique, logiciel SliceOmatic® (Tomovision, Montréal, Canada)) et des reconstructions 3D ont été créées à partir de ces deux segmentations. Les distances points-surface entre la surface externe et la surface modélisant la frontière os cortical – os spongieux nous ont permis de créer une carte des distances modélisant l'épaisseur d'os cortical (Figure 53). Cette carte des épaisseurs sera utilisée pour chacun des

niveaux vertébraux. Cette étude montre des épaisseurs plus importantes au niveau de la lame, des facettes articulaires et du processus épineux.

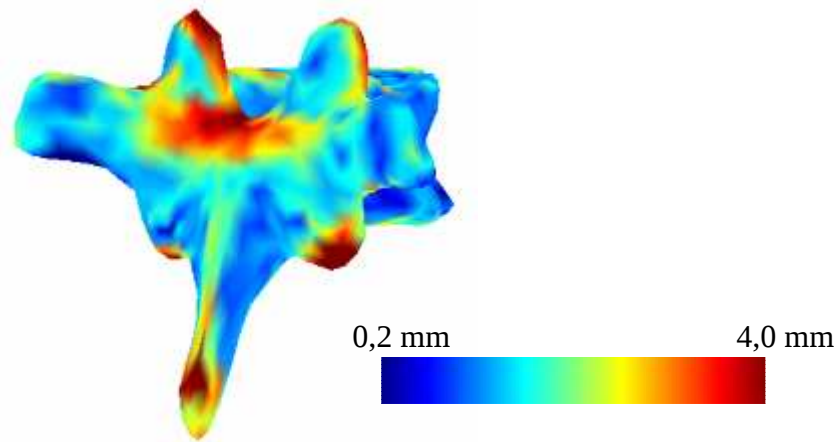


Figure 53 : Carte des épaisseurs d'os cortical pour l'os spongieux

(3) Création du modèle

A partir des connaissances acquises sur les épaisseurs d'os cortical des vertèbres, nous avons défini un ensemble de points anatomiques (Figure 54A) auxquels nous affectons les épaisseurs d'os cortical extraites de la littérature (pour le corps vertébral et les pédicules) ou de la segmentation des coupes CT-scan (pour l'arc postérieur). Nous estimons ensuite par krigeage (Trochu 1993) une carte des épaisseurs pour chacun des nœuds du maillage (Figure 54B et C). Cette carte des épaisseurs nous permet, à partir de l'enveloppe externe de la vertèbre, de créer une surface « interne » modélisant la frontière entre l'os cortical et le spongieux (Figure 54D). Deux milieux sont ainsi définis : un milieu « os cortical » compris dans l'interstice entre la surface interne et la surface externe et un milieu « os spongieux » à l'intérieur de la surface interne. Nous avons défini pour chaque milieu des caractéristiques physiques spécifiques (coefficient d'atténuation massique et densité) à partir des graphiques et des tables disponibles sur le site du *National Institute of Standards and Technology Physics Laboratory* (Gaithersburg, MD, USA) (Physics Laboratory) et des paramètres de la radiographie, nous permettant ainsi de générer des radiographies simulées. Ce travail a été réalisé pour tous les niveaux vertébraux de T1 à L5.

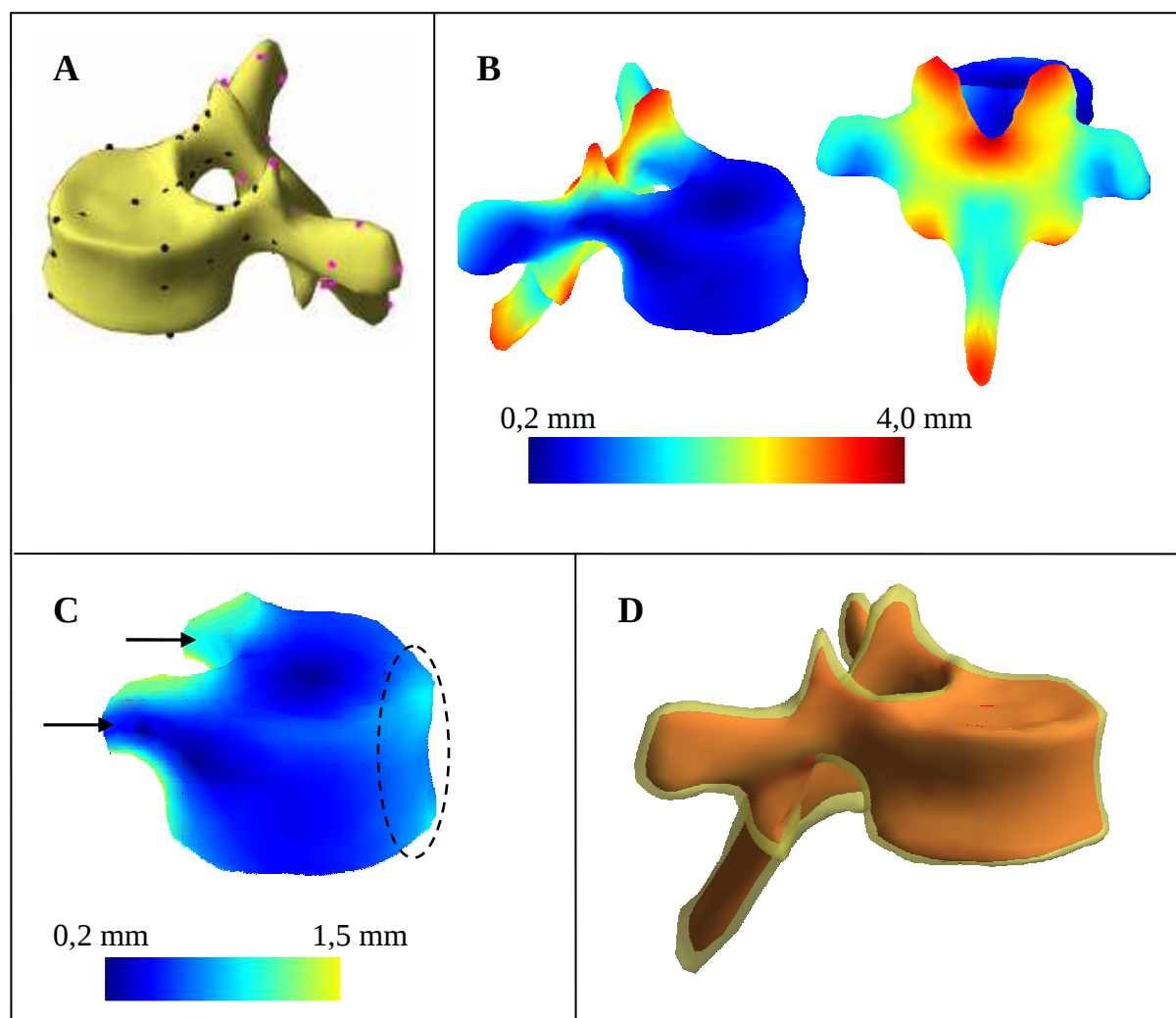


Figure 54 : (A) repères ponctuels anatomiques utilisés pour distribuer les épaisseurs d'os cortical. (B) Carte des épaisseurs. (C) L'emphasis sur le corps vertébral et les pédicules montre la différence d'épaisseur entre le côté interne et externe du pédicule. Le modèle montre également une épaisseur plus importante au niveau du mur antérieur. (D) Le modèle pseudo-volumique est formé par la surface externe de la vertèbre et une surface «interne» délimitant la frontière entre l'os cortical et spongieux.

3.3 Evaluation du modèle pseudo-volumique

(1) Vérification des hypothèses de modélisation

Nous souhaitons vérifier l'hypothèse de modélisation de la vertèbre représentée comme une structure à deux milieux (os cortical et os spongieux) homogènes d'un point de vue de leurs caractéristiques physiques (coefficient d'atténuation et densité). Pour cela, nous utilisons une acquisition CT-scan in vitro d'un segment de rachis isolé (vertèbres C7 à T8, espacement des coupes : $1,0\text{mm}$, taille des pixels des images : $(0,3 \times 0,3)\text{mm}^2$). La vertèbre T7 de ce rachis a été segmentée semi-automatiquement à partir du logiciel SliceOmatic® (Tomovision, Montréal, Canada) afin d'isoler la vertèbre des autres structures présentes dans les coupes scanner (autres vertèbres et système de mise en position).

Nous avons ensuite segmenté la vertèbre en deux milieux homogènes, à partir d'un seuillage sur les niveaux de gris des coupes scanner, et nous avons affecté à chacun des milieux le niveau de gris moyen des voxels qui lui correspond (Figure 55).

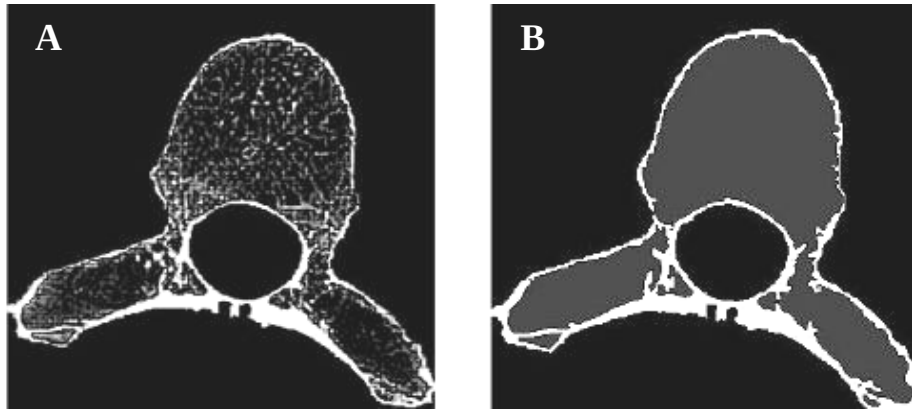


Figure 55 : (A) coupes CT-scan d'une vertèbre T7 ; (B) Seuillage permettant d'isoler les deux milieux correspondant à l'os cortical et à l'os spongieux.

Nous avons ensuite généré des radiographies simulées en vues frontale et sagittale à partir des coupes CT-scan originales et des coupes segmentées en deux milieux et nous avons comparé les radiographies obtenues. En plus d'une comparaison visuelle qualitative, nous nous sommes appuyés sur un critère quantitatif de similarité basé sur la corrélation croisée normalisée (« Normalised cross correlation ») entre les deux radiographies simulées (Penney et al. 1998). Soient I la radiographie simulée à partir des coupes CT-scan originales, J la radiographie simulée à partir des coupes CT-scan segmentées en deux milieux, le coefficient de corrélation croisée R est donnée par :

$$R = \frac{\sum_{(i,j) \in \text{Image}} (I(i,j) - \bar{I})(J(i,j) - \bar{J})}{\sqrt{\sum_{(i,j) \in \text{Image}} (I(i,j) - \bar{I})^2} \sqrt{\sum_{(i,j) \in \text{Image}} (J(i,j) - \bar{J})^2}}$$

Ce critère traduit le degré de corrélation linéaire qu'il existe entre les deux radiographies. Si les deux images sont exactement identiques, le coefficient de corrélation croisée sera égal à 1. Un coefficient proche de 1 nous permettra de conclure quant à une bonne similarité entre les radiographies.

(2) *Evaluation des radiographies simulées*

Après avoir vérifié les hypothèses de modélisation sur des données CT-scan, nous avons évalué la qualité des radiographies simulées à partir du modèle pseudo-volumique. Une évaluation préliminaire sera proposée à partir d'un rachis isolé, radiographié en utilisant le système EOS installé au *Laboratoire de Biomécanique*. La vertèbre T10 de ce rachis a été reconstruite en 3D à partir des radiographies biplanes (méthode de reconstruction proposée

par Pomero & Coll. (Pomero et al. 2004) incluant un ajustement fin de la forme de la vertèbre) (Figure 56). Le modèle pseudo-volumique est obtenu directement à partir de cette reconstruction 3D, permettant ainsi de générer des radiographies frontales et sagittales simulées. L'évaluation du modèle pseudo-volumique est réalisée en comparant les radiographies simulées aux radiographies réelles (EOS), de la même manière que pour la vérification des hypothèses de modélisation (évaluation qualitative et coefficient de corrélation croisée normalisée).

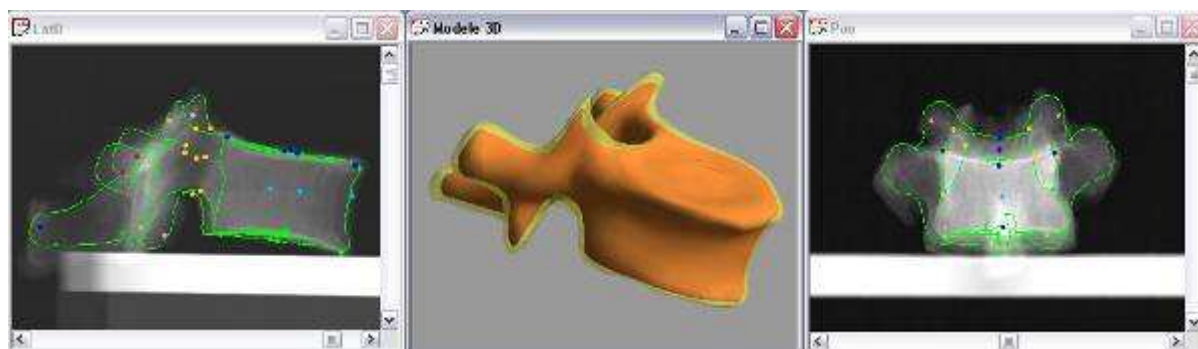


Figure 56 : Reconstruction 3D surfacique et modèle pseudo-volumique de T10 obtenus à partir de la radiographie biplane.

(3) Temps de génération des radiographies simulées

Les temps de calcul nécessaires à la génération de radiographies simulées (frontales et sagittales) ont été mesurés pour toutes les vertèbres (de T1 à L5), à partir d'une position donnée pour chacune des vertèbres. L'ordinateur utilisé était un Pentium 4 avec un processeur à 3.4 GHz et 2 GB de RAM.

4 Résultats

(1) Vérification des hypothèses de modélisation

Les radiographies simulées obtenues à partir des coupes CT-scan originales et des coupes segmentées en deux milieux sont présentées dans la Figure 57. La similarité est visuellement très grande entre les radiographies. Le coefficient de corrélation croisée entre les paires d'images est égal à 0,995 pour les radiographies frontales et à 0,997 pour les radiographies sagittales, traduisant de la très forte similarité entre les images.

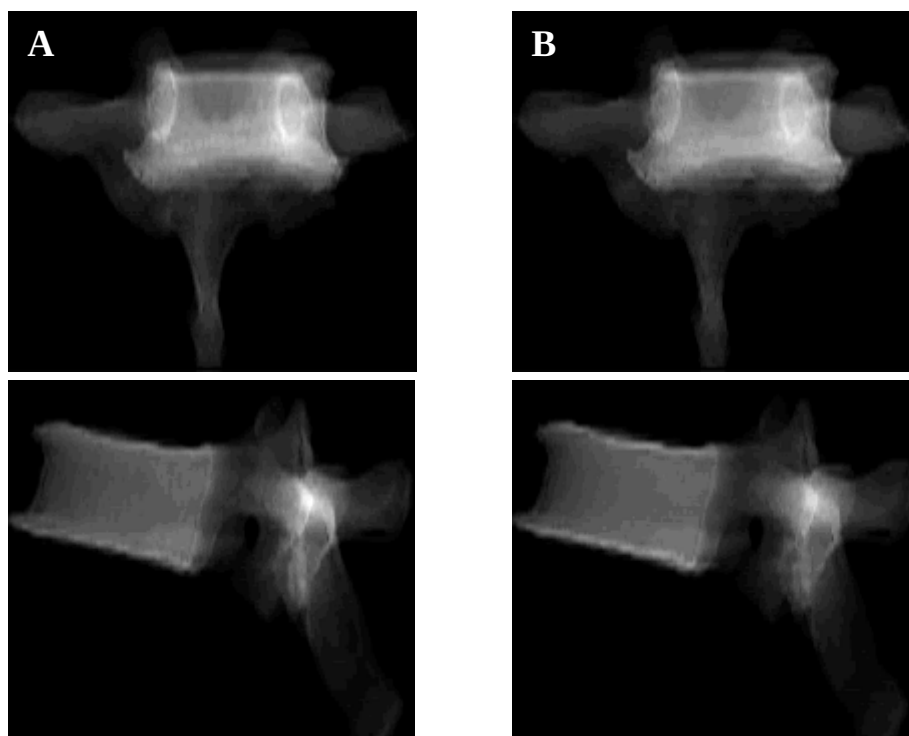


Figure 57 : Radiographie frontales et sagittales simulées à partir des coupes CT-scan originales (A) et segmentées en deux milieux (B)

(2) *Evaluation des radiographies simulées*

Une comparaison visuelle entre les radiographies simulées frontales et sagittales générées à partir du modèle pseudo-volumique et les radiographies réelles (EOS) est proposée Figure 58A et B. La plage d'intensité des images simulées et réelles est identique et permet d'apprécier la similarité entre les radiographies. Le coefficient de corrélation croisée entre les paires d'image est égal à 0,94 pour les radiographies frontales et à 0,92 pour les radiographies sagittales, ce qui traduit de la forte similarité entre les images simulées et réelles.

La Figure 58C montre une soustraction entre les images simulées et les images réelles. En théorie, si l'image simulée était exactement identique à l'image réelle, on parviendrait par cette opération à faire disparaître la vertèbre. Cette soustraction montre que le signal est très largement atténué. Le signal résiduel que l'on observe est dû à la fois aux approximations de la modélisation mais aussi à la présence d'une légère couche de tissus mous à certains endroits (facettes articulaires), ce qui pénalise également les coefficients de corrélation croisée calculés.

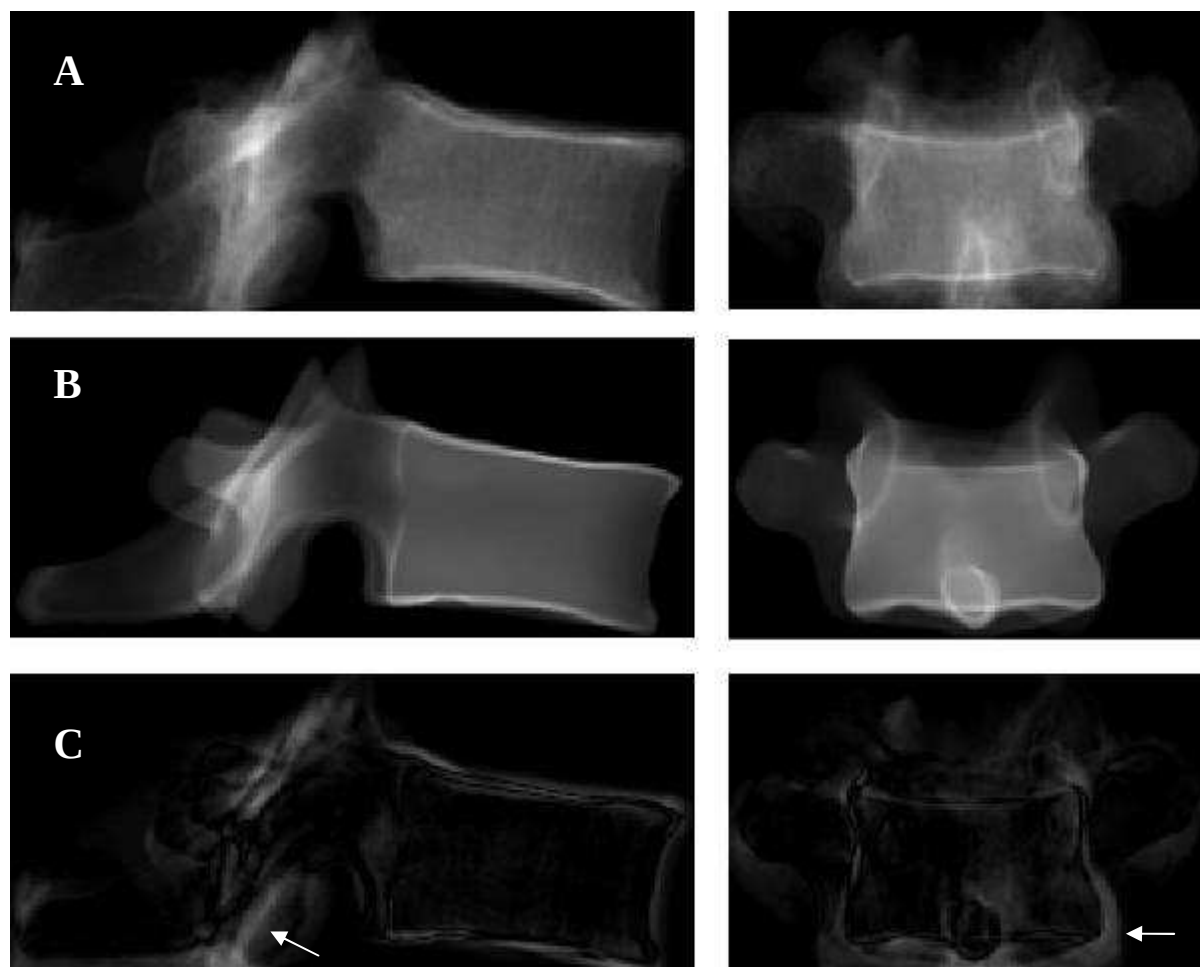


Figure 58 : Comparaison des radiographies réelles (A) et simulées (B). La soustraction des deux images (C) permet de mettre en évidence le signal résiduel dû aux approximations des radiographies simulées et à la présence de tissus mous à certains endroits (flèches).

(3) Temps de génération des radiographies simulées

Le temps de génération moyen d'une radiographie simulée a été évalué (pour chacune des vertèbres de T1 à L5, radiographies face et profil) à 38ms.

5 Discussion

L'objectif était de créer un modèle pseudo-volumique qui permette de générer des radiographies simulées réalistes dont l'extraction des contours serait plus proche de ce que l'on observe dans les radiographies.

5.1 Création du modèle

La création du modèle s'appuie sur une étude bibliographique (pour le corps vertébral et les pédicules) et sur une segmentation à partir du CT-scan pour l'arc postérieur. Les zones anatomiques les plus importantes d'un point de vue clinique (calcul des paramètres cliniques

notamment) restent le corps vertébral et les pédicules. D'où le choix de nous appuyer sur les études minutieuses de la littérature pour modéliser ces parties anatomiques, et de ne pas nous attarder d'avantage sur l'arc postérieur. Néanmoins, la conduite d'une étude élargie, ayant pour objectif la mesure de l'épaisseur d'os cortical, incluant d'avantage de zones anatomiques sur une plus grande diversité de spécimens, serait intéressante. Au vu des contraintes de protocole liées à ce type d'étude, ce travail n'a pu être réalisé dans le cadre de cette thèse.

5.2 Evaluation du modèle

(1) Vérification des hypothèses de modélisation

La comparaison entre les radiographies simulées obtenues à partir des coupes CT-scan originales et des coupes segmentées en deux milieux montre, avec des coefficients de corrélation croisée supérieurs à 0,99, une très forte similarité (Figure 57). Certes, certains facteurs favorisent cette similarité. La faible résolution de l'acquisition CT-scan (espacement entre les coupes de 1mm) introduit un effet de lissage qui favorise la similarité entre les images. De plus, la géométrie externe des modèles est parfaitement identique dans les deux cas. Néanmoins, cette évaluation, bien que très succincte puisque réalisée sur une vertèbre uniquement, nous permet d'être très confiant quant à la validité de cette hypothèse de modélisation de la vertèbre, représentée comme « une structure à deux milieux homogènes (os cortical et os spongieux) ».

(2) Evaluation des radiographies simulées

L'évaluation in vitro du modèle pseudo-volumique nous a permis de mettre en évidence la forte similarité entre les radiographies simulées et les radiographies réelles (Figure 58), avec des coefficients de corrélation de 0,94 et 0,92 respectivement pour les radiographies frontales et sagittales. Bien que cette évaluation préliminaire ait été proposée uniquement sur une vertèbre, des tests sur d'autres spécimens anatomiques (incluant d'autres niveaux vertébraux) ont confirmé ces résultats.

Cette génération de radiographies simulées réalistes permet ainsi d'ouvrir la voie au développement de techniques de recalage par traitement d'image, basées sur des mesures de similarité (directement entre les radiographies réelles et simulées) ou sur la segmentation des radiographies (extraction des informations significatives présentes dans les radiographies). Pour les approches basées segmentation, l'extraction des informations significatives contenues dans les radiographies sera détaillée en troisième partie de ce mémoire de thèse. Néanmoins, pour donner un aperçu de la cohérence entre les informations pouvant être

extraites entre les radiographies réelles et simulées, nous proposons un traitement des images visant à en extraire les crêtes. De manière analogue à la définition de ce terme en géographie, la crête est définie comme « un chemin que l'on peut suivre à dos de montagne » (Tran et al. 2003). En traitement d'image, ce « chemin en altitude » correspond à un « chemin » de maxima d'intensité lumineuse dans les images. L'extraction de ces crêtes est réalisée à partir de la matrice Hessienne de l'image (basée sur les dérivées secondes) qui permet d'identifier les maxima de courbure que l'on observe au sommet d'une crête (Gauch et al. 1993).

Ainsi, la Figure 59A et B montre, dans une situation in vivo, les résultats de cette extraction de crêtes à partir des radiographies réelle et simulée. Cette comparaison permet de mettre en évidence la bonne adéquation entre les informations extraites. Ce résultat peut être mis en regard des éléments extraits à partir des modèles surfaciques (Figure 59C) pour montrer l'apport du modèle pseudo-volumique.

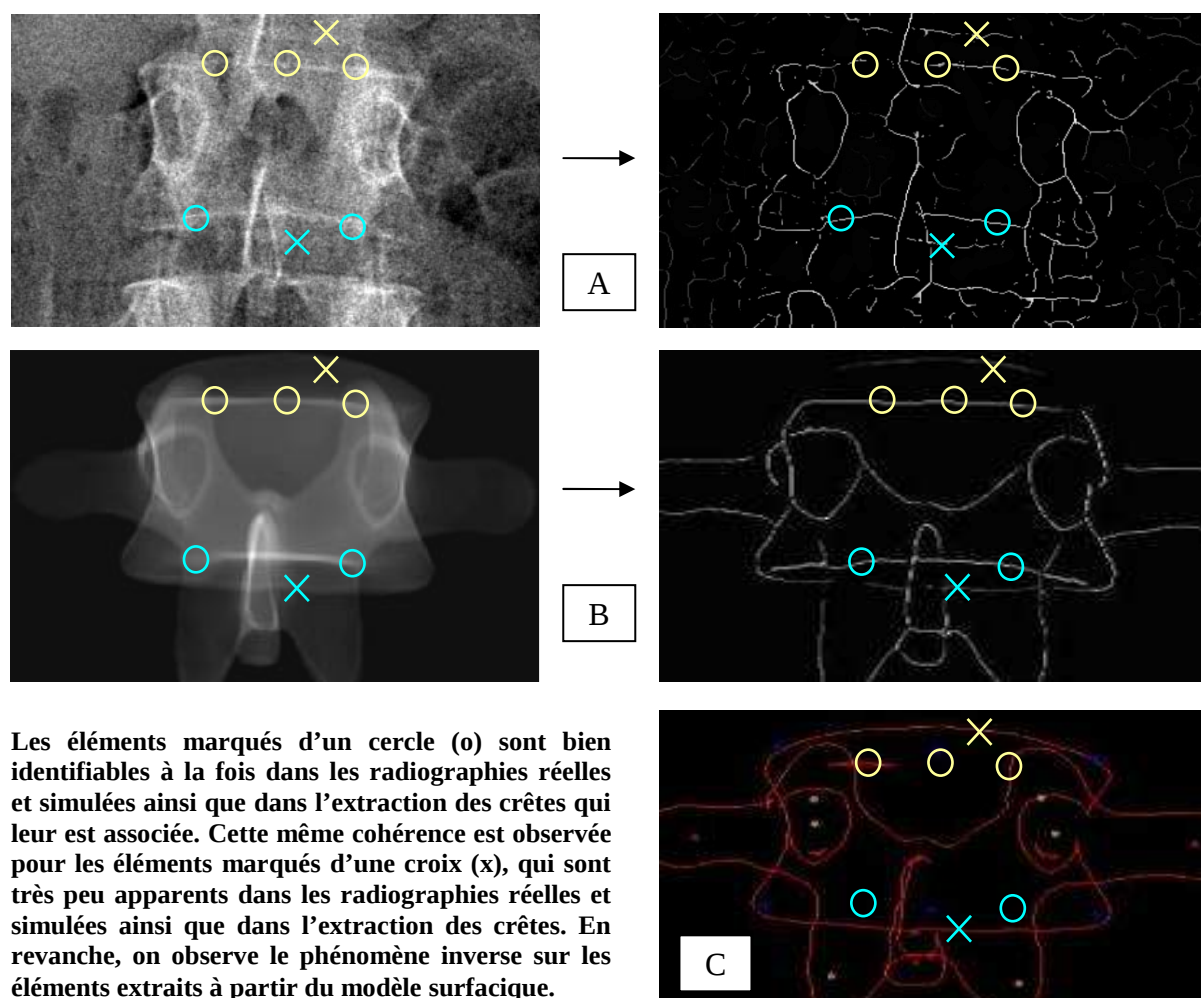


Figure 59 : Adéquation entre les contours extraits de la radiographie réelle (A) et de la radiographie simulée générée partir du modèle pseudo-volumique de la vertèbre L3 (B). A titre de comparaison, les contours extraits à partir du modèle surfacique sont rappelés (C).

(3) Temps de génération des radiographies simulées

Le temps de génération moyen d'une radiographie simulée a été évalué (pour chacune des vertèbres de T1 à L5, radiographies face et profil) à 38ms. La génération des radiographies simulées est implémentée dans le micro-processeur à partir de méthodes classiques de lancer de rayons. A titre de comparaison, Spoerk et al. (Spoerk et al. 2007) a proposé et évalué plusieurs méthodes de génération de radiographies simulées à partir de données CT-scan volumiques. Différentes configurations sont évaluées. Pour un volume de données correspondant approximativement au champ de vue d'une vertèbre (volume $(180 \times 160 \times 60)$ ou 1 728 000 voxels, taille du voxel $0.5 \times 0.5 \times 1 \text{ mm}^3$), le temps de génération serait de 150ms, avec une méthode implémentée dans le micro-processeur. Cette comparaison montre que ces modèles pseudo-volumiques permettent, à partir de techniques d'implémentation classiques, de générer des radiographies simulées avec un temps de calcul réduit en comparaison aux modèles volumiques (38ms contre 150ms). Spoerk et al. (Spoerk et al. 2007) proposent également une méthode de génération optimisée via la carte graphique, permettant, à partir de données volumiques, de réduire le temps de génération de 150ms à 20ms. L'implémentation de telles méthodes pourrait également réduire le temps de génération des radiographies simulées à partir des modèles pseudo-volumiques.

6 Conclusion

Après avoir mis en évidence les limites posées par les modèles surfaciques pour des applications de recalage automatique utilisant du traitement d'images, nous avons proposé des modèles pseudo-volumiques. Ces modèles volumiques simplifiés proposent d'assimiler la vertèbre à une structure à deux milieux homogènes : un volume d'os spongieux entouré par une épaisseur d'os cortical, chaque milieu présentant une densité et un coefficient d'atténuation constant. Les modèles ont été créés pour chacun des niveaux vertébraux (T1 à L5) à partir d'une étude bibliographique (pour le corps vertébral et les pédicules) et de données CT-scan (pour l'arc postérieur). L'évaluation préliminaire de ces modèles a permis de montrer que leur utilisation permettait de générer des radiographies simulées réalistes et par conséquent, d'en extraire des informations cohérentes avec ce que l'on observe dans des radiographies réelles. Ce travail permet d'ouvrir la voie à des méthodes s'appuyant sur le traitement des images.

Dans le chapitre suivant, nous allons donc proposer des méthodes de recalage des corps vertébraux et des pédicules par traitement d'image. Ces techniques utiliseront les

modèles pseudo-volumiques présentés dans ce chapitre et s'intégreront dans la méthode de reconstruction par modèles paramétrés et inférences statistiques proposée dans la première partie de ce travail de thèse.

3 Reconstruction 3D du rachis à partir d'un modèle paramétré, d'inférences statistiques et de recalage par traitement d'image

1 Introduction

L'objectif de cette troisième partie est de progresser dans la semi-automatisation de la méthode de reconstruction du rachis utilisant des modèles paramétrés et des inférences statistiques, en incluant des techniques de recalage par traitement d'image. A terme, l'objectif est de semi-automatiser par traitement d'image l'ensemble du processus de reconstruction proposé par cette méthode. Néanmoins, dans le cadre de ce travail de thèse, nous proposerons, dans une approche préliminaire, une semi-automatisation de l'étape de reconstruction 2.1 (ajustement précis des corps vertébraux et des pédicules). En effet, la méthode de reconstruction du rachis utilisant des modèles paramétrés et des inférences statistiques permet d'obtenir très rapidement (2min 30s) une reconstruction pré-personnalisée. L'idée est de s'appuyer sur cette initialisation proche de la solution recherchée pour proposer des techniques de recalage par traitement d'images visant à semi-automatiser l'étape de reconstruction 2.1. En particulier, deux approches seront proposées :

- ✚ un recalage de la position et de la forme des corps vertébraux s'appuyant sur la segmentation des radiographies (recalage affine + recalage rigide « par parties », que nous expliciterons par la suite),
- ✚ un recalage rigide de la position des pédicules à partir de mesures de similarités.

Le développement de deux méthodes basées sur des concepts relativement différents est justifié par la nature des éléments que l'on cherche à ajuster. En effet, des méthodes de segmentation innovantes ont été mises en place par l'équipe du *Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie* afin d'extraire les contours rectilignes générés par les plateaux et les murs vertébraux. En revanche, la forme elliptique que les pédicules dessinent dans la radiographie frontale rend la segmentation plus délicate, d'où le choix d'une approche s'appuyant sur des mesures de similarités.

La troisième partie de ce travail personnel va s'articuler de la manière suivante. Dans un premier temps, nous montrerons comment les techniques de recalage par traitement d'image s'intègrent dans la méthode de reconstruction utilisant les modèles paramétrés et les inférences statistiques. Nous présenterons ensuite les techniques de recalage qui ont été

développées. Et enfin, nous évaluerons cette nouvelle méthode de reconstruction, s'appuyant à la fois sur le modèle paramétré basé sur des inférences statistiques et sur des techniques de recalage par traitement d'image.

2 Intégration des recalages par traitement d'image dans la méthode de reconstruction

Le diagramme de la Figure 60 décrit la méthode de reconstruction du rachis, dans une configuration avec et sans recalage par traitement d'image. Ce diagramme permet de montrer comment les algorithmes de traitement d'image s'intègrent dans la méthode de reconstruction décrite en première partie de ce travail personnel. Ainsi, les étapes nécessaires à l'obtention du modèle pré-personnalisé restent identiques. A partir de cette reconstruction pré-personnalisée, l'ajustement manuel des corps vertébraux et des pédicules est remplacé, dans l'approche utilisant du traitement d'image, par les algorithmes de recalage des corps vertébraux par segmentation et des pédicules par similarité. Notons qu'à cette étape, certains éléments ont déjà été retouchés par l'opérateur : les plateaux supérieurs des vertèbres T1, T4, T8, L1 et inférieur de T12 et L1 ainsi que pour les sujets scoliotiques, les vertèbres jonctionnelles et l'apex. Ces entités ne seront pas modifiées par traitement d'image, seuls les éléments des modèles paramétrés estimés par inférences statistiques seront ajustés.

L'utilisation du modèle paramétré s'appuyant sur des inférences statistiques, permet, comme dans l'approche manuelle sans traitement d'image, au modèle de s'auto-améliorer au fur et à mesure que des descripteurs sont ajustés par les algorithmes de recalage. Ainsi, au fur et à mesure du processus de recalage, les vertèbres qui n'ont pas encore été ajustées vont se rapprocher de la solution recherchée, facilitant ainsi la convergence des modèles. En effet il est d'autant plus simple de recalculer un modèle que l'initialisation de ce modèle est proche de la solution recherchée.

Cette étape de recalage des corps vertébraux et des pédicules sera complétée par une étape de vérification et de correction manuelles de l'opérateur, pour éventuellement affiner les recalages effectués par traitement d'image. Finalement, l'étape d'ajustement manuel des arcs postérieurs reste identique et permet d'obtenir la reconstruction personnalisée.

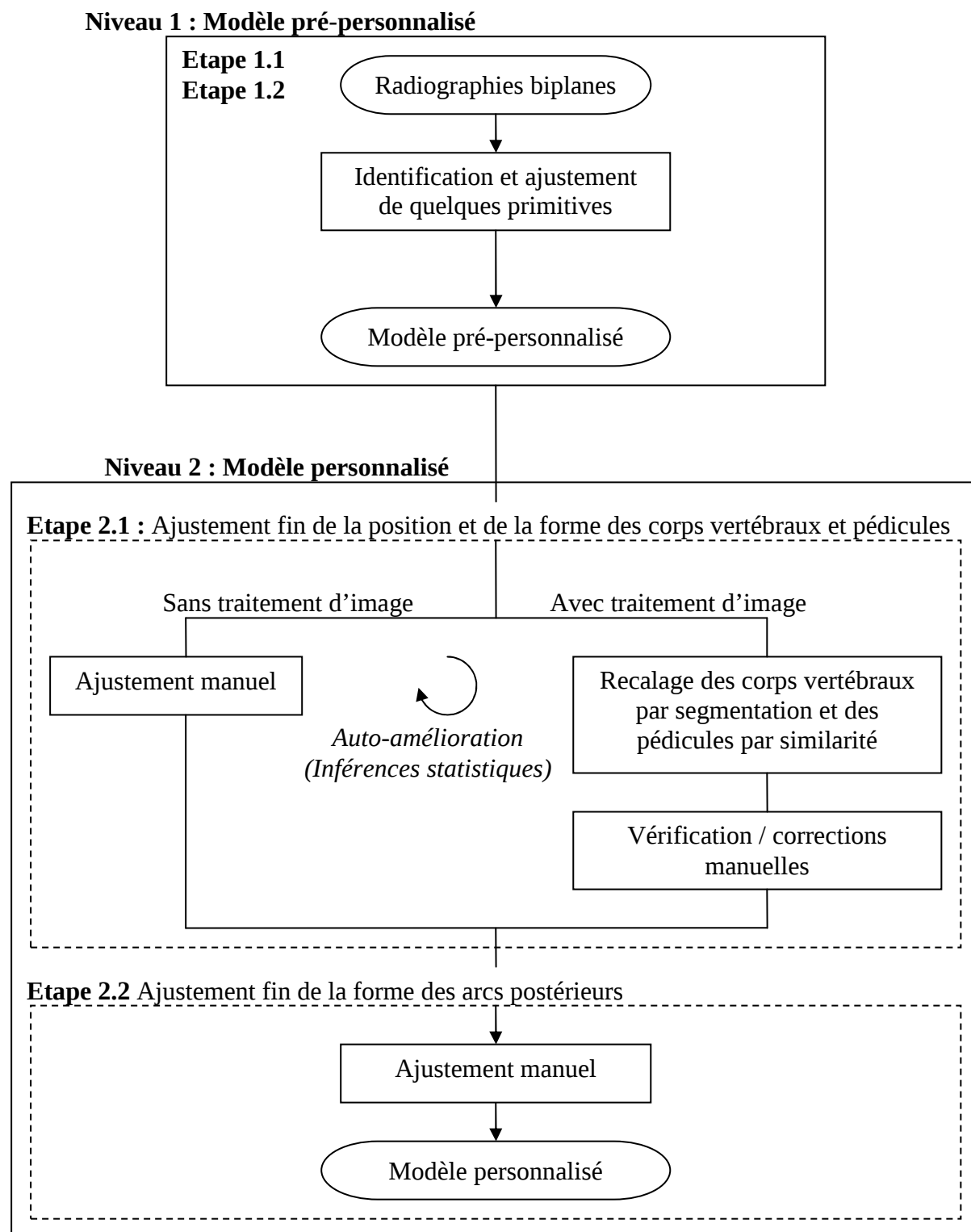


Figure 60 : Diagramme décrivant la méthode de reconstruction du rachis utilisant des modèles paramétrés et des inférences statistiques dans une configuration avec ou sans algorithmes de recalage par traitement des images

3 Recalage des corps vertébraux à partir de la segmentation des radiographies

Après avoir expliqué comment les méthodes de recalage par traitement d'image allaient s'intégrer dans le processus global de reconstruction, nous allons nous attacher à décrire plus précisément ces méthodes de recalage, en commençant par le recalage des corps vertébraux à partir de la segmentation des radiographies. Cette méthode de recalage a été développée en grande partie par des membres du *Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie* de Montréal, en collaboration avec le *Laboratoire de Biomécanique*. Nous en présenterons les principes pour préciser notre contribution dans cette démarche collective.

3.1 Principes de la méthode

Un diagramme décrivant les principes de la méthode est proposé Figure 61. La reconstruction pré-personnalisée du rachis permet d'initialiser les modèles pseudo-volumiques de vertèbres. Les modèles permettent de générer des radiographies simulées et d'en extraire les informations pertinentes à partir de traitement d'image. En parallèle, la reconstruction pré-personnalisée permet de définir des fenêtres de recherche réduites afin de segmenter les radiographies biplanes. Enfin, l'appariement entre la segmentation des radiographies biplanes et les informations extraites des images simulées permet, dans un processus d'optimisation, de calculer la transformation géométrique à appliquer au modèle 3D. Ce processus est itéré jusqu'à la satisfaction d'un critère de convergence.

Parmi les différents éléments qui composent cette méthode de recalage des corps vertébraux, l'apport de cette thèse concerne l'exploitation des modèles pseudo-volumiques, la définition des fenêtres de recherche réduites à partir de la reconstruction pré-personnalisée du rachis, l'intégration dans le protocole d'ensemble de reconstruction du rachis ainsi que l'évaluation de la méthode.

Nous proposons dans les chapitres suivants une description rapide des trois principales étapes de cette méthode de recalage des corps vertébraux (traitement des radiographies simulées, segmentation des radiographies réelles et processus d'appariement - recalage). Une description plus détaillée de la méthode est disponible en Annexe 6.

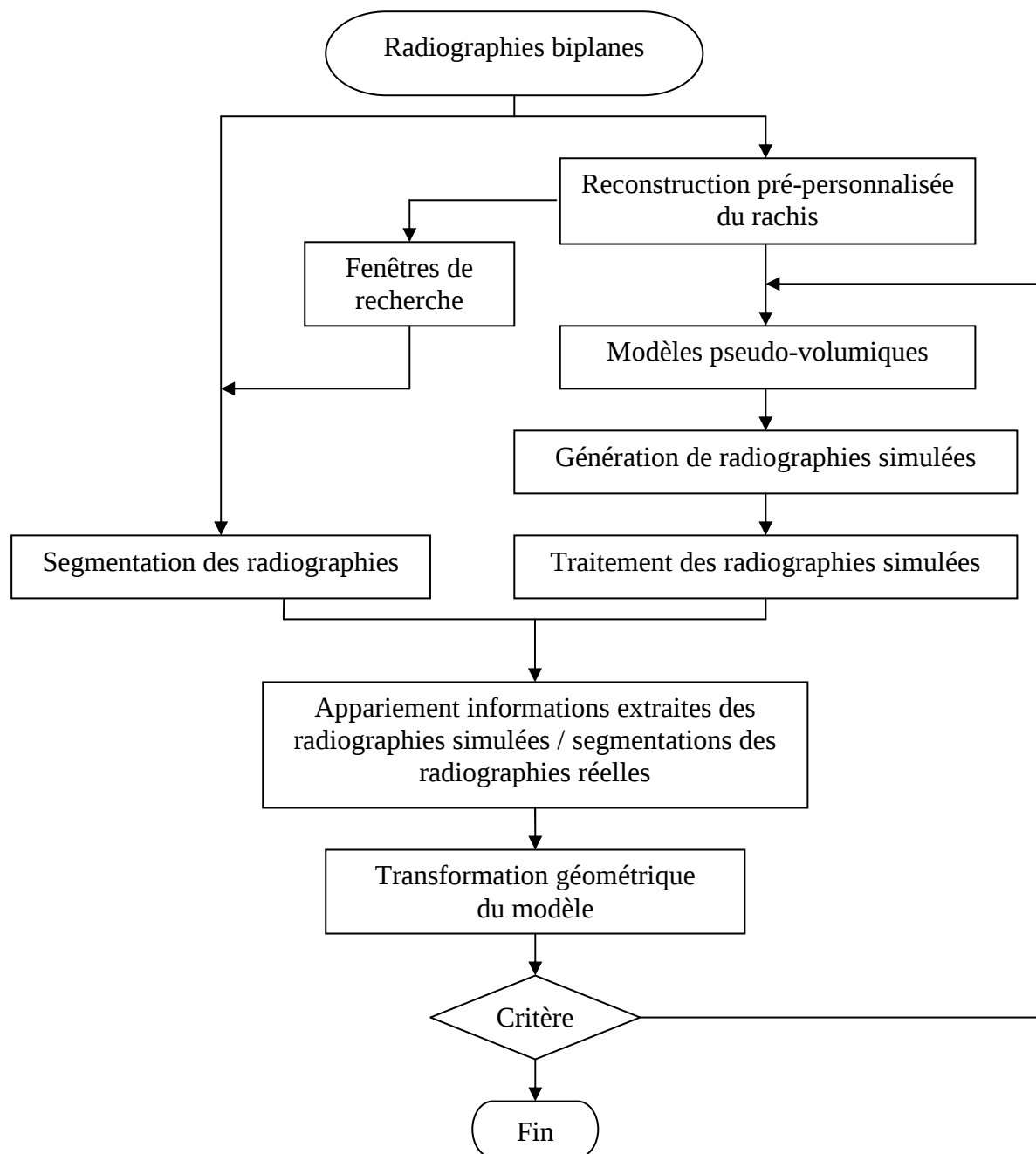


Figure 61 : Diagramme de la méthode de recalage des corps vertébraux basée sur la segmentation

3.2 Traitement des radiographies simulées à partir des modèles pseudo-volumiques

La reconstruction pré-personnalisée du rachis donne la première initialisation des modèles pseudo-volumiques de vertèbres. Les radiographies sont simulées à partir des corps vertébraux de ces modèles (Figure 62A et B). Des algorithmes de traitement des images (Annexe 6) permettent ensuite d'en extraire les informations significatives (Figure 62C).

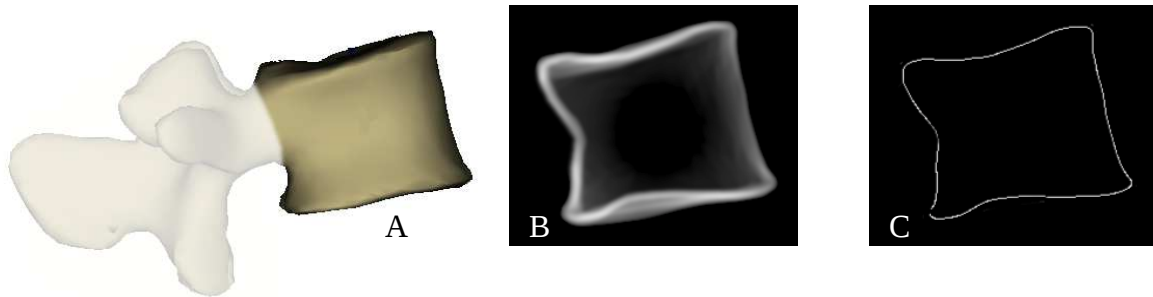


Figure 62 : Radiographie sagittale (B) simulée à partir de la région « corps vertébral » de la vertèbre (A) ; Traitement de la radiographie simulée (C)

Nous cherchons ensuite à nous ramener, à partir des informations 2D extraites des radiographies simulées frontales et sagittales, à une problématique de recalage tridimensionnelle. Pour cela, la méthode de génération des radiographies permet de retrouver les entités du modèle pseudo-volumique qui ont contribué à la génération dans les radiographies simulées d'une information significative. En pratique, on remarque que ces informations sont générées lorsqu'un rayon X simulé traverse une épaisseur importante d'os cortical. Ainsi, chaque pixel significatif extrait à partir du traitement des radiographies simulées sera matérialisé par un point 3D, barycentre des segments d'épaisseurs d'os cortical traversées (Figure 63).

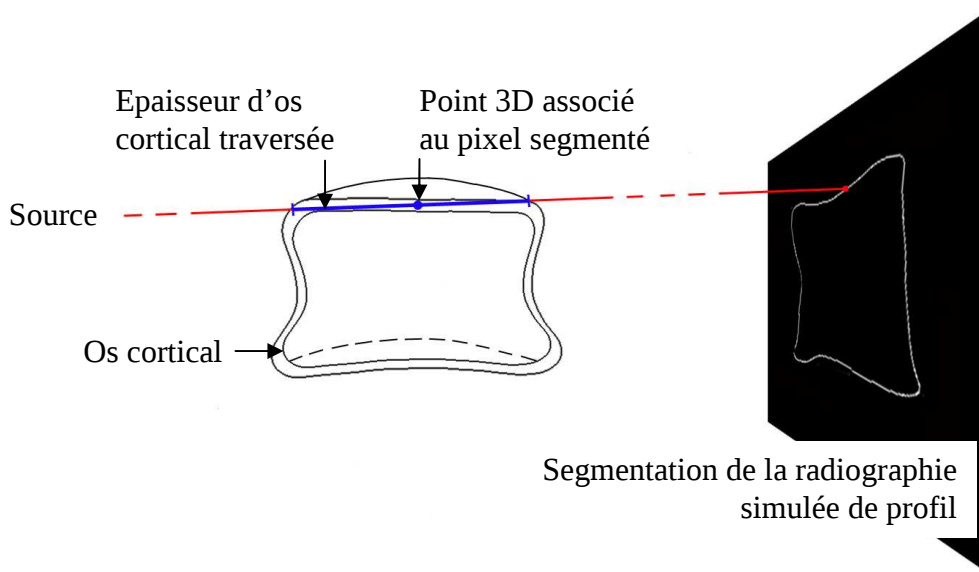


Figure 63 : Recherche à partir des informations extraites de la radiographie simulée des épaisseurs d'os cortical traversées dans le modèle pseudo-volumique. Ces épaisseurs sont matérialisées par des points 3D auxquels sont associées les informations significatives extraites des radiographies.

3.3 Segmentation des radiographies

La superposition des structures osseuses et des tissus mous rend la segmentation des radiographies assez délicate. L'objectif est alors de déterminer, autour de l'initialisation proposée par la reconstruction pré-personnalisée, des zones de recherche réduites.

Pour cela, nous nous sommes appuyés sur les reconstructions effectuées pour évaluer la reproductibilité de la méthode de reconstruction basée sur des modèles paramétrés et des inférences statistiques (60 sujets reconstruits par trois opérateurs). Nous avons comparé les reconstructions pré-personnalisées des opérateurs à leurs reconstructions personnalisées afin de retrouver les ajustements réalisés au niveau des corps vertébraux. Ainsi, des fenêtres de recherche ont pu être définies autour des plateaux et murs vertébraux, positionnés par la reconstruction pré-personnalisée, afin de mieux cibler les segmentations (Figure 64A et B). A l'intérieur de ces fenêtres, des techniques de traitement d'image permettent de segmenter ces entités dans les radiographies (Figure 64C). Rappelons qu'une description plus détaillée est disponible en Annexe 6.

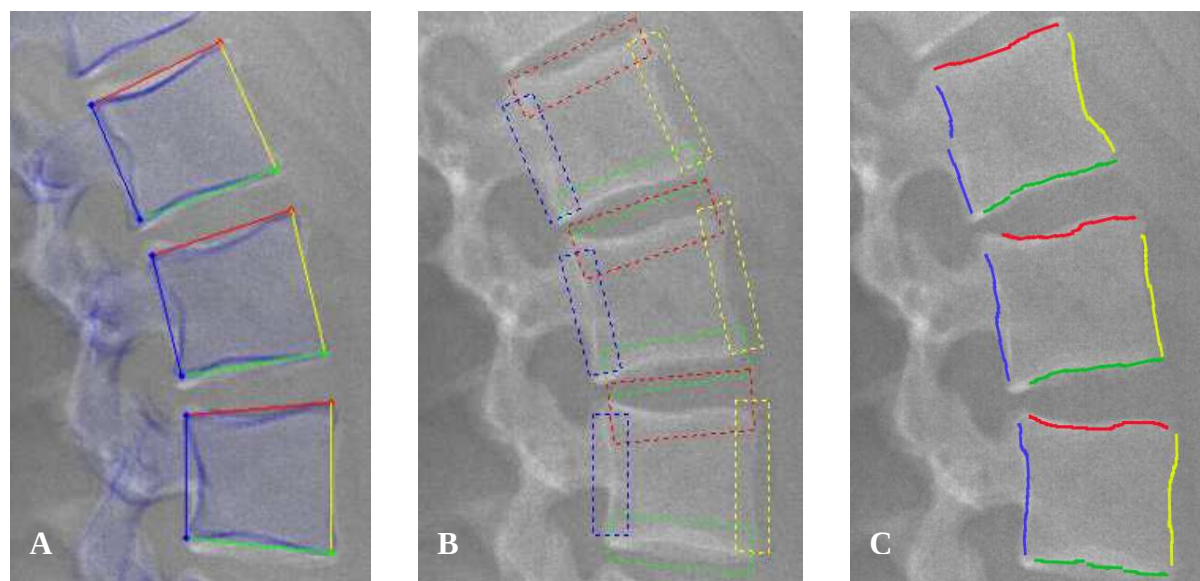


Figure 64 : L'initialisation du modèle pré-personnalisé (A) permet de définir des fenêtres de recherche autour des plateaux et murs vertébraux (B). Des techniques de traitement des images permettent ensuite de segmenter ces entités dans la radiographie (C).

Afin de se ramener à une problématique de recalage tridimensionnel, les segmentations 2D des radiographies frontales et sagittales seront représentées par des droites de contraintes partant de la source vers chacun des pixels segmentés (Figure 65).

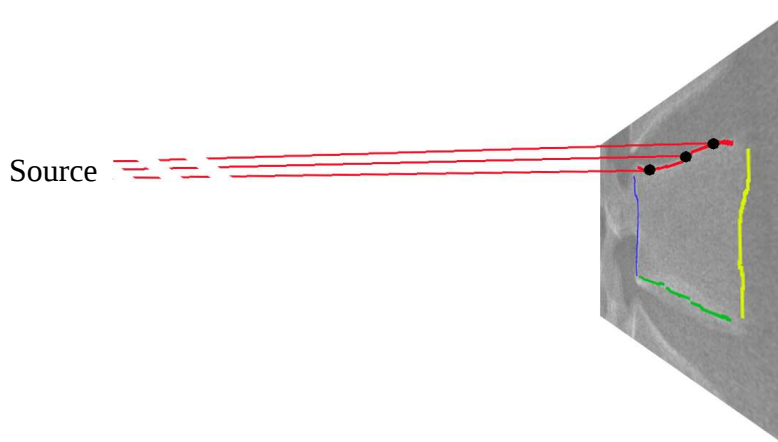


Figure 65 : Représentation tridimensionnelle des segmentations extraites des radiographies par des droites de contraintes partant de la source vers chacun des pixels segmentés

3.4 Processus d'appariement - recalage

La processus d'appariement – recalage s'appuie sur une méthode de type ICP (Iterative Closest Point) (Besl et al. 1992). Cette méthode est dite « itérative » car les étapes [appariement – recalage] sont itérées jusqu'à la satisfaction d'un critère de convergence (amplitude des transformations). L'appariement permet de réaliser une association entre les informations extraites des radiographies simulées et les segmentations des radiographies

réelles. Plus exactement, on cherche à mettre en correspondance les points 3D estimés sur les modèles pseudo-volumiques avec les droites de contraintes issues des segmentations des radiographies. Cette association s'appuie sur la recherche, pour chaque point 3D, de la droite de contrainte la plus proche (Figure 66). Cet appariement permet de calculer une fonction de coût, fonction que l'on va chercher à minimiser en calculant la transformation géométrique du modèle.

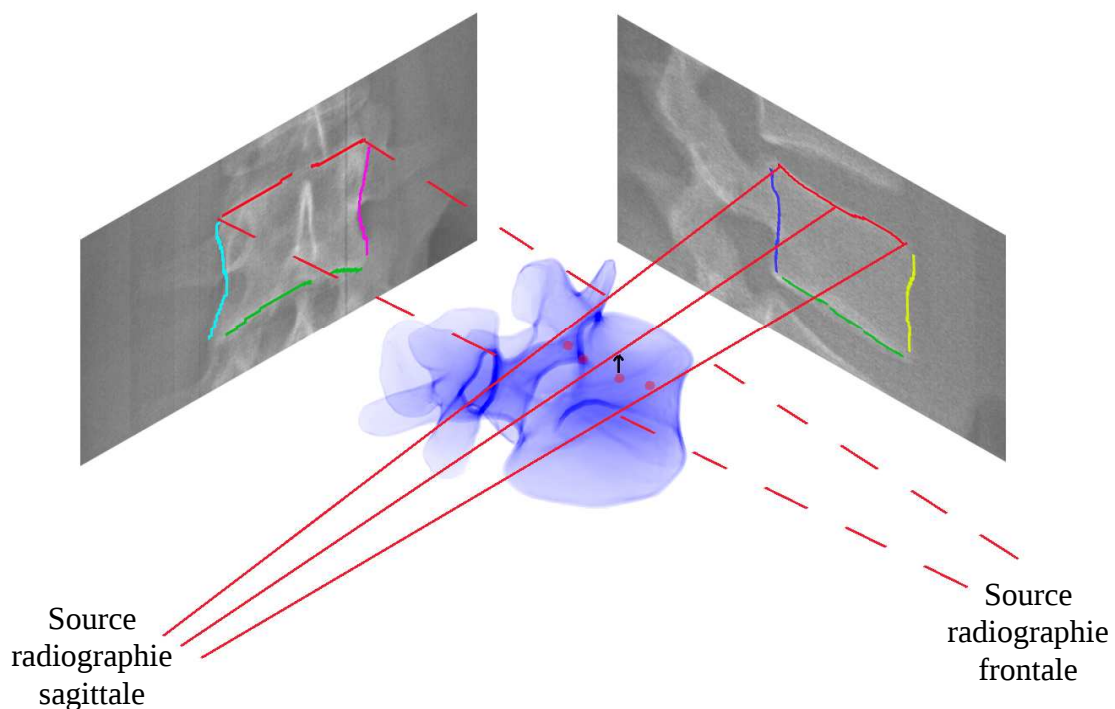


Figure 66 : Appariement entre les points 3D du modèle pseudo-volumique (matérialisant les informations extraites des radiographies simulées) et les droites de contraintes définies à partir des segmentations des radiographies. L'appariement illustré est réalisé à partir des éléments extraits de la vue sagittale sur la région « plateau supérieur ».

A partir des appariements réalisés, le recalage s'effectue en deux temps. On réalise un premier recalage affine (transformation rigide et mise à l'échelle) de l'ensemble du corps vertébral. La transformation affine calculée est appliquée aux points 3D anatomiques du corps vertébral (Figure 38 en page 90).

Puis un recalage « par partie » permet une transformation rigide (position – orientation) de chaque région du corps vertébral (plateaux supérieurs et inférieurs, murs gauche, droit, antérieur et postérieur), chaque « partie » étant recalée d'une manière indépendante. Ce recalage rigide par partie équivaut à une déformation quasi-élastique du corps vertébral, tout en gardant une certaine rigidité dans ses éléments constitutifs.

3.5 Conclusion intermédiaire

Cette méthode de recalage des corps vertébraux s'appuie sur une approche basée sur le traitement des radiographies simulées à partir des modèles pseudo-volumiques et sur la segmentation des radiographies réelles, réalisée dans des fenêtres de recherche réduites. Le recalage affine et par partie permet un ajustement en position et en forme des corps vertébraux. Rappelons qu'une description plus détaillée de la méthode est proposée en Annexe 6.

Dans le chapitre suivant, nous allons décrire la méthode de recalage des pédicules qui s'appuie sur des mesures de similarité.

4 Recalage des pédicules en utilisant des mesures de similarité

L'objectif est de proposer une méthode de recalage rigide des pédicules basée sur des mesures de similarité, une approche qui permet de s'affranchir de la segmentation des radiographies.

4.1 Matériel & Méthodes

(1) Principe de la méthode

Les pédicules génèrent très peu d'information dans les radiographies sagittales. En effet, la superposition des structures osseuses et des tissus mous, et notamment la superposition des pédicules gauches et droits, les rend très peu visibles dans cette incidence (Figure 67). Ainsi, dans une approche avec retouches manuelles, l'opérateur utilise essentiellement la radiographie frontale. De la même manière, nous nous appuyons sur la radiographie frontale pour mettre en place une technique de recalage par similarité.

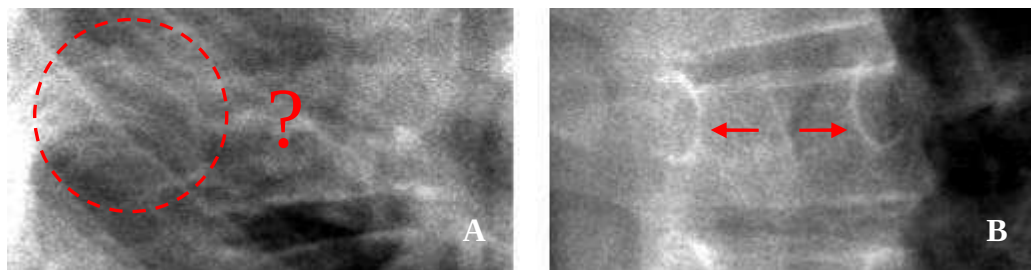


Figure 67 : Les pédicules sont facilement identifiables dans la radiographie frontale (B) alors qu'ils sont très peu visibles en vue de profil (A) (exemple sur une vertèbre T8)

Un diagramme décrivant les principes de cette méthode de recalage est proposé dans la Figure 68. La reconstruction du modèle pré-personnalisé permet l'initialisation des modèles pseudo-volumiques. Le modèle pré-personnalisé permet également de définir des fenêtres de recherches réduites autour du centre des pédicules afin de définir une grille de déplacement (n translations du centre de chaque pédicule) à l'intérieur de cette zone. Ainsi, les n translations du centre de chaque pédicule sont successivement essayées. Pour chaque translation i (i variant de 1 à n), on génère une nouvelle radiographie frontale simulée que l'on compare à la radiographie réelle via une mesure de similarité. L'ensemble de ces translations et de ces mesures de similarité définit une carte des similarités permettant de trouver la translation optimale pour chacun des pédicules. Les différentes étapes de cet algorithme de recalage sont détaillées dans les paragraphes suivants.

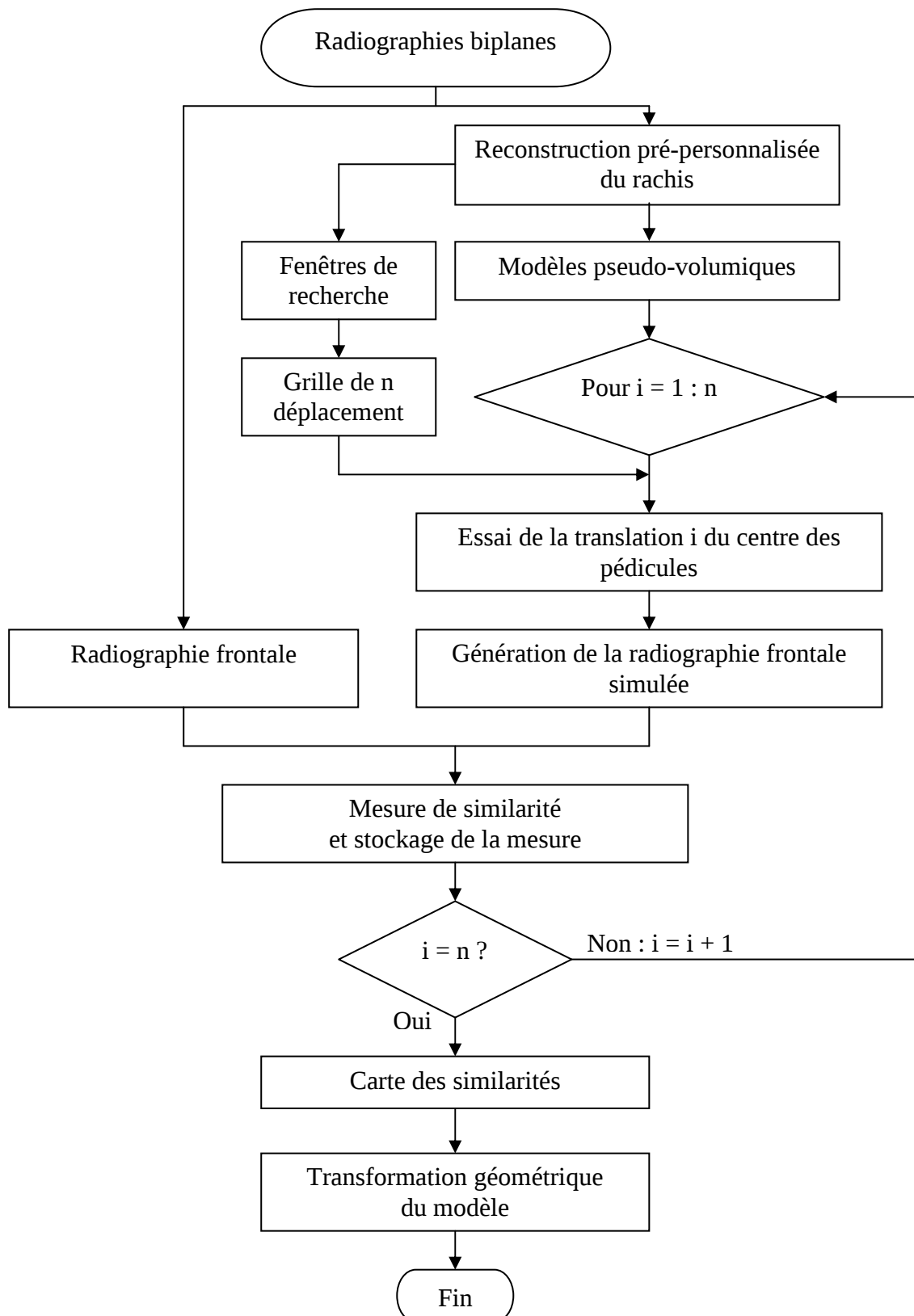


Figure 68 : Diagramme de la méthode de recalage des pédicules basée sur des mesures de similarité

(2) Fenêtre de recherche et grille de déplacement

L'objectif est de définir des fenêtres de recherche réduites pour contraindre les déplacements du centre de chaque pédicule. Comme pour la méthode de recalage des corps vertébraux à partir de la segmentation des radiographies, nous nous sommes appuyés sur les reconstructions effectuées pour évaluer la reproductibilité de la méthode de reconstruction (60 sujets reconstruits par trois opérateurs). Nous avons comparé les reconstructions pré-personnalisées des opérateurs à leurs reconstructions personnalisées afin de retrouver les ajustements réalisés au niveau des centres des pédicules. Ainsi, des fenêtres de recherche ont pu être définies autour des centres de pédicules initialisés par le modèle pré-personnalisé (Figure 69A et B). A l'intérieur de ces zones de recherche, une grille de déplacement permet de déterminer les translations autorisées pour chacun des pédicules (Figure 69C).

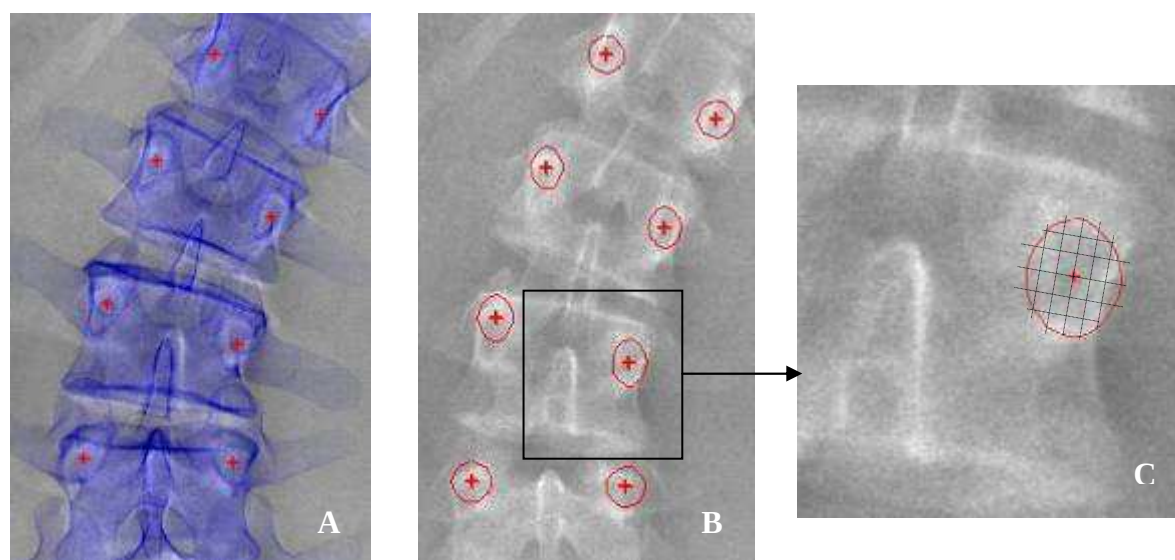


Figure 69 : Fenêtres de recherche associées aux pédicules. Les centres des pédicules du modèle pré-personnalisé (croix rouge) (A) peuvent se déplacer à l'intérieur de leur fenêtre de recherche associée (cercle rouge, B). Une grille de déplacement définit les translations autorisées pour le centre du pédicule (C)

(3) Déplacement du pédicule

Une radiographie simulée est générée à partir de l'initialisation proposée par le modèle pseudo-volumique. La méthode de génération des radiographies simulées permettant de connaître les régions anatomiques traversées par les rayons X simulés, on s'appuie sur cette propriété pour isoler dans cette image la région correspondant au pédicule (Figure 70). Cette image du pédicule sera alors translatée dans la zone de recherche définie (Figure 69C), le centre de l'image parcourant la grille de déplacement.

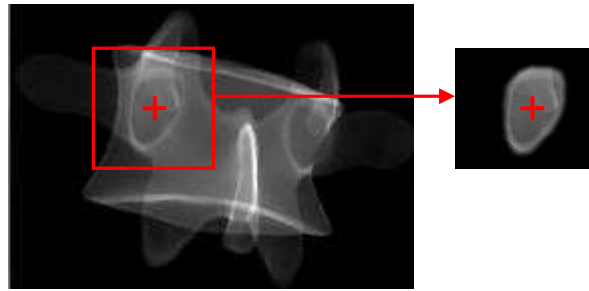


Figure 70 : Génération de la radiographie simulée et création d'une image contenant uniquement la région du pédicule

(4) Mesure de similarité

La méthode consiste alors, à chaque déplacement de l'image simulée du pédicule, à mesurer la similarité entre l'image simulée et la radiographie réelle. Se pose alors la question du choix du critère de similarité à utiliser. Penney & Coll. (Penney et al. 1998) proposent une évaluation comparative de mesures de similarité les plus couramment utilisées dans la littérature. Les différentes mesures sont évaluées en termes de précision et de robustesse dans le cas d'un recalage 2D/3D de coupes CT-scan d'un rachis in vitro sur une image fluoroscopique en vue frontale. 6 mesures de similarité sont ainsi évaluées entre les images simulées et l'image fluoroscopique. L'étude de Penney & Coll. montre que les trois critères de similarité les plus précis et les plus robustes sont :

- ✚ « Gradient correlation » calculé à partir du coefficient de corrélation croisée entre les gradients des deux images,
- ✚ « Gradient difference » qui utilise les gradients de l'image obtenue en soustrayant l'image simulée à l'image réelle,
- ✚ « Pattern intensity » calculé à partir d'une mesure locale de l'intensité de l'image obtenue en soustrayant l'image simulée à l'image réelle.

Afin de déterminer la mesure de similarité la plus adaptée à notre problématique, la méthode que nous présentons ici a été testée en utilisant chacune des 6 mesures de similarités évaluées par Penney & Coll. Les meilleurs résultats en termes de précision et de robustesse ont été obtenus en utilisant le « gradient corrélation ».

Soient I_x et I_y les gradients suivant x et y de l'image réelle, J_x et J_y les gradients suivant x et y de l'image simulée. Le « gradient corrélation » est mesuré par coefficient de corrélation croisée R et calculé à partir de la moyenne des coefficients R_x et R_y (coefficients de corrélation entre les gradients suivant x et y) :

$$R_x = \frac{\sum_{(i,j) \in \text{Image}} I_x(i,j) \times J_x(i,j)}{\sqrt{\sum_{(i,j) \in \text{Image}} I_x^2(i,j) \times \sum_{(i,j) \in \text{Image}} J_x^2(i,j)}}$$

$$R_y = \frac{\sum_{(i,j) \in \text{Image}} I_y(i,j) \times J_y(i,j)}{\sqrt{\sum_{(i,j) \in \text{Image}} I_y^2(i,j) \times \sum_{(i,j) \in \text{Image}} J_y^2(i,j)}}$$

$$R = \frac{R_x + R_y}{2}$$

Ce critère de similarité a finalement été retenu.

(5) Carte des similarités

Le déplacement de chacun des centres de pédicules selon la grille de déplacement et le calcul de la mesure de similarité (corrélation des gradients) pour chaque position permet de générer une carte des similarités. Cette carte montre la distribution de la mesure de similarité en fonction des translations médiales-latérales et proximales-distales du pédicule. Un exemple sur un pédicule gauche d'une vertèbre L3 est proposé Figure 71.

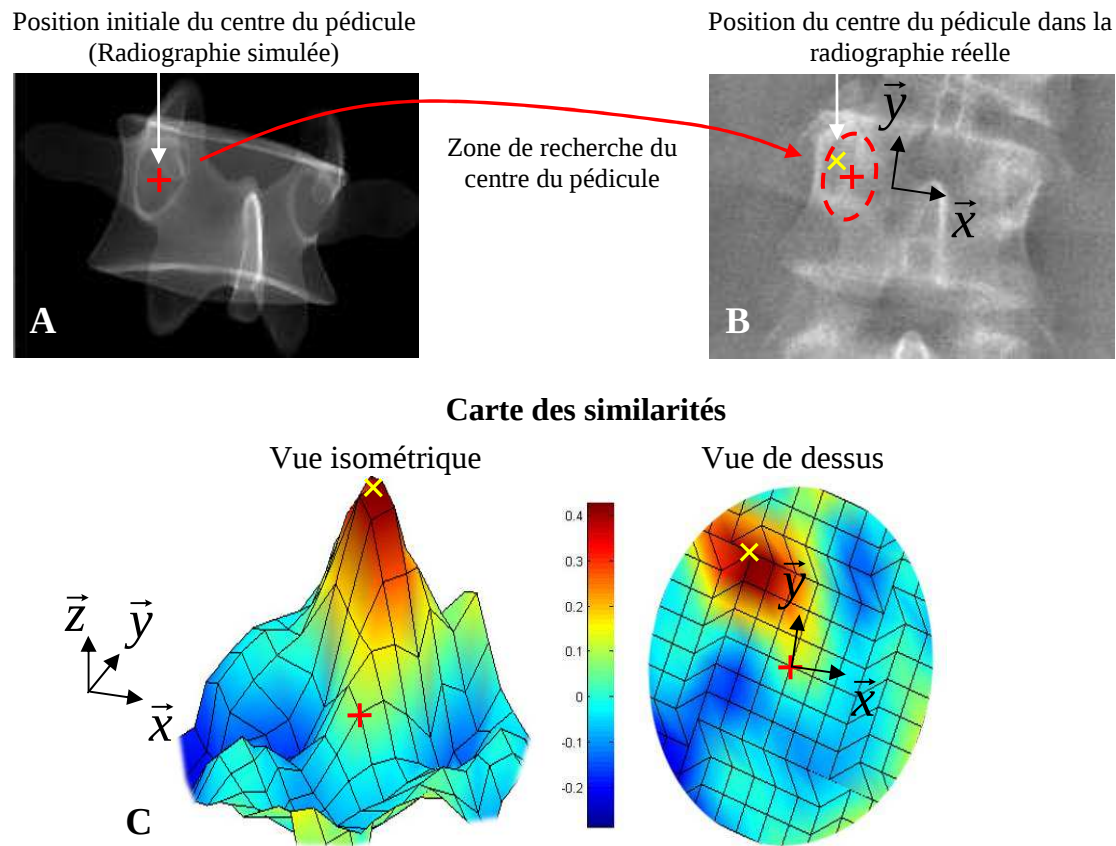


Figure 71 : Carte des similarités (pédicule gauche d'une vertèbre L3). La position initiale du centre du pédicule du modèle pré-personnalisé est illustrée par la croix rouge (radiographie simulée A). Cette initialisation permet de définir une zone de recherche (radiographie réelle B). La position recherchée est illustrée par la croix jaune. Le déplacement itératif du centre du pédicule à l'intérieur de la fenêtre de recherche permet de générer une carte des similarités (C). L'altitude $\vec{z}$ ainsi que la plage de couleurs indique la valeur de la similarité (coefficient de corrélation des gradients) et met en évidence un maximum au niveau de la position recherchée du pédicule.

(6) Optimisation

La carte des similarités présentée Figure 71 est un cas plutôt favorable, car le maximum local correspondant à la position recherchée du centre du pédicule est facilement identifiable. En revanche, très souvent, le bruit et les contours parasites des radiographies font apparaître plusieurs maxima locaux de forte intensité. Afin de choisir le maximum optimal, nous proposons d'optimiser une fonction de coût qui s'appuie sur à la fois sur la valeur des maxima locaux et sur la cohérence du déplacement des deux pédicules d'une même vertèbre.

Tout d'abord, pour chaque pédicule gauche et droit d'une même vertèbre, un seuillage de la carte de similarité permettra d'isoler le ou les maxima locaux (Figure 72).

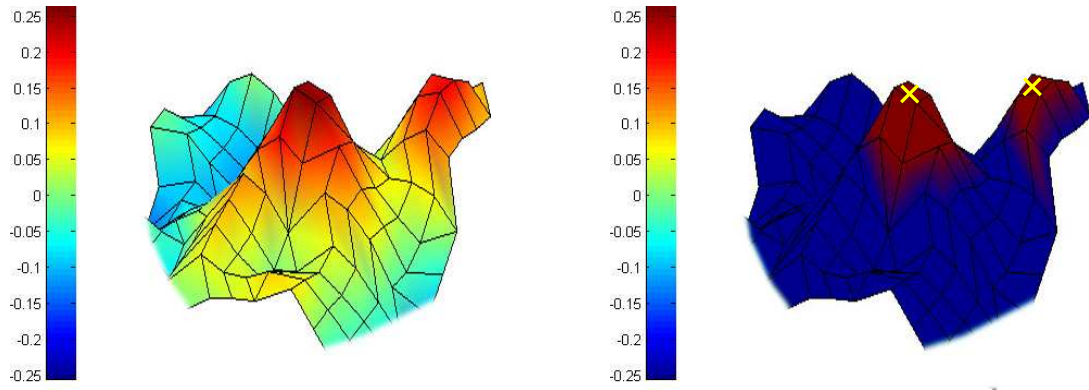


Figure 72 : Seuillage des cartes de similarité pour isoler les maxima locaux

Ensuite, nous définissons une fonction contraignant le déplacement relatif des deux pédicules. En effet, comme nous l'illustrons Figure 73, on observe que les déplacements des pédicules droit et gauche d'une même vertèbre, permettant d'obtenir la solution personnalisée à partir du modèle pré-personnalisé, sont très souvent quasiment identiques.

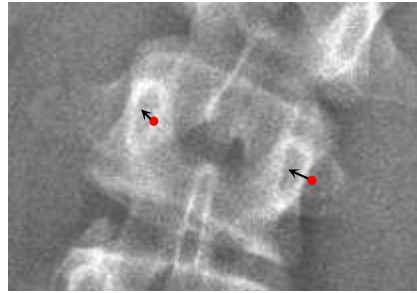


Figure 73 : Déplacement des pédicules par rapport à leur position initiale

Ainsi, nous nous appuyons sur cette observation pour contraindre le déplacement relatif des pédicules droit et gauche d'une même vertèbre par la fonction suivante :

$$f_c = \exp\left(-\frac{1}{2\sigma^2} d_{\text{relatif}}^2\right)$$

$$\text{avec } d_{\text{relatif}} = \sqrt{(x_{\text{pedG}} - x_{\text{pedD}})^2 + (y_{\text{pedG}} - y_{\text{pedD}})^2}$$

Cette fonction est égale à 1 lorsque le déplacement relatif est nul (c'est-à-dire lorsque le déplacement des deux pédicules est identique) et diminue lorsque le déplacement relatif augmente. Le paramètre σ permet de faire varier la contrainte sur le déplacement.

On peut ainsi définir, pour chacun des maxima locaux associés à un couple de pédicules, la fonction de coût suivante :

$$f = (Sim_{pedG}(i) + Sim_{pedD}(j)) \times f_c(i, j)$$

$Sim_{pedG}(i)$ étant la valeur du maxima local i isolé pour le pédicule gauche et $Sim_{pedD}(j)$ la valeur du maxima local j isolé pour le pédicule droit.

Le calcul de la fonction de coût pour chaque paire de solutions permet de trouver le déplacement maximisant la fonction et ainsi de déterminer la position optimale du centre de chacun des pédicules dans la radiographie frontale.

(7) *Déplacement 3D du pédicule*

A partir du déplacement 2D optimal déterminé dans la radiographie frontale, il faut définir de déplacement 3D du barycentre du pédicule sur le modèle de vertèbre. Ce déplacement 3D sera déterminé suivant l'axe $\bar{y}_1$ du repère local de la vertèbre, entraînant, comme l'explique la Figure 74, à la fois une modification de l'entraxe (i.e. de la distance) entre les deux pédicules mais également une rotation axiale de toute la vertèbre. Notons que ce point 3D, barycentre du pédicule, ne fait pas partie des 28 points 3D anatomiques distribués sur les modèles paramétrés de vertèbre (Figure 38 en page 90). Ainsi, afin de déformer le modèle, le déplacement que l'on souhaite appliquer au barycentre du pédicule sera appliqué aux 4 points 3D anatomiques distribués sur le pédicule.

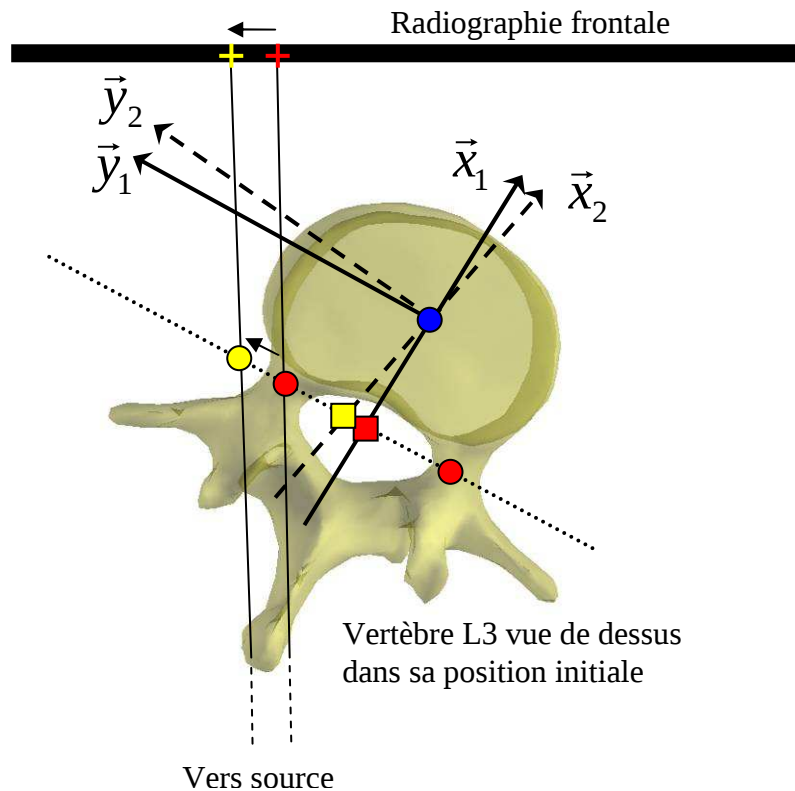


Figure 74 : Le déplacement 3D du pédicule (rond rouge vers rond jaune) est défini à partir du déplacement 2D (croix rouge vers croix jaune) suivant l'axe $\vec{y}_1$ du repère local de la vertèbre. Ce déplacement entraîne une modification du barycentre des deux pédicules (carré rouge vers carré jaune). Or, le repère local de la vertèbre dépend de la position de ce barycentre. Ainsi, le déplacement du pédicule entraîne une rotation axiale de l'ensemble de la vertèbre qui amène le repère $(\vec{x}_1, \vec{y}_1)$ vers le repère $(\vec{x}_2, \vec{y}_2)$.

(8) *Evaluation de la méthode*

Rappelons que cette méthode de recalage par mesures de similarité vise à semi-automatiser les ajustements des pédicules que l'opérateur effectue à partir du modèle pré-personnalisé pour obtenir une reconstruction personnalisée.

Pour évaluer la qualité de cette semi-automatisation, nous nous appuyons sur les reconstructions effectuées pour évaluer la reproductibilité de la méthode de reconstruction par inférences (60 sujets reconstruits par trois opérateurs).

Tout d'abord, nous construisons une reconstruction de référence, moyenne des trois reconstructions personnalisées par sujet. D'un autre côté, nous exécutons l'algorithme de recalage des pédicules par mesures de similarité à partir des reconstructions pré-personnalisées de chaque sujet et de chaque opérateur. Pour évaluer la qualité de ce recalage, nous comparons les reconstructions « modèles pré-personnalisés + recalage des pédicules »

aux reconstructions de référence « moyenne des modèles personnalisés » (Figure 75). Pour évaluer l'apport du recalage des pédicules, nous comparons également les modèles pré-personnalisés (avant le recalage) aux reconstructions de référence.

Cette analyse nous permet d'évaluer les écarts à la référence au niveau du positionnement du centre des pédicules. En effet, l'algorithme de recalage des pédicules agissant directement sur ce paramètre, il est important d'évaluer la qualité de ce positionnement. Pour être capable de juger si un écart à la référence est « faible » ou au contraire « élevé », nous analyserons les écarts obtenus au regard de la reproductibilité des opérateurs, évaluée à partir des modèles personnalisés des 60 sujets reconstruits à trois reprises.

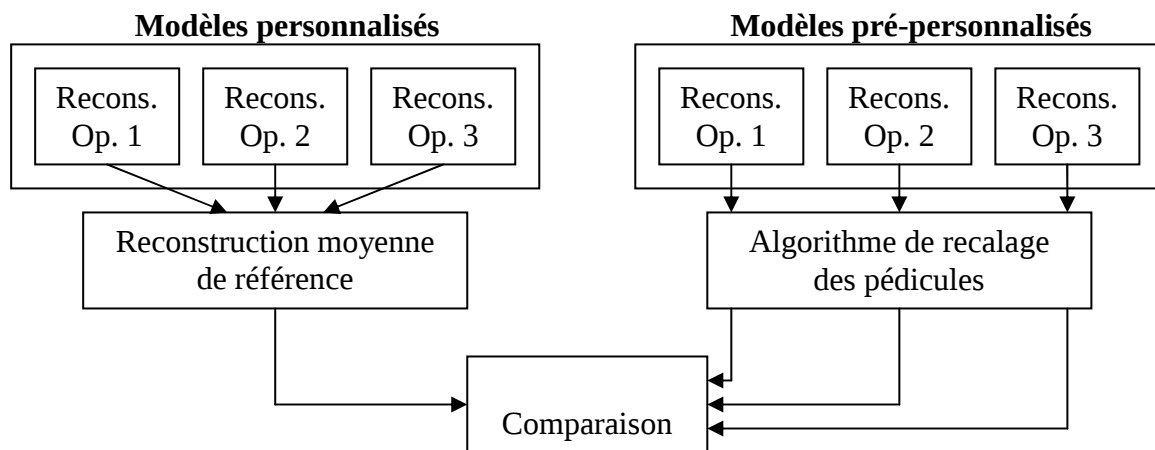


Figure 75 : Pour chacun des 60 sujets, une reconstruction personnalisée de référence est construite à partir de la moyenne des reconstructions des 3 opérateurs. L'algorithme de recalage des pédicules est exécuté à partir des reconstructions pré-personnalisées. Ces reconstructions « Modèles pré-personnalisés + recalage » sont comparées aux reconstructions de référence correspondantes.

4.2 Résultats et discussion

Afin de situer les écarts à la référence que nous obtenons, nous avons dans un premier temps analysé la reproductibilité des opérateurs au niveau du positionnement des pédicules (reconstructions personnalisées). L'intervalle de confiance à 95% sur cette reproductibilité est de 1,8 mm, estimé à partir la valeur de $2RMS_{SD}$. Notons que des intervalles de confiance à 68% et à 99% sont respectivement donnés par les valeurs de RMS_{SD} (0,9 mm) et de $3RMS_{SD}$ (2,7 mm).

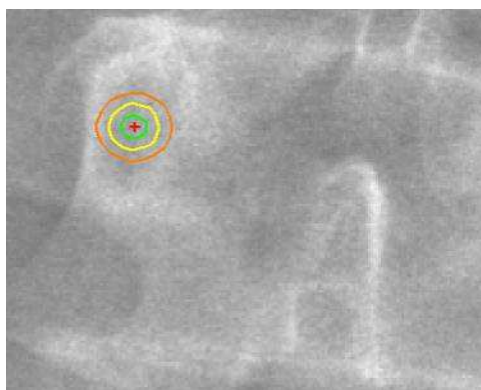


Figure 76 : Illustration des intervalles de confiance sur la reproductibilité de position du centre des pédicules (croix rouge) pour les reconstructions personnalisées. 68% des centres de pédicules sont positionnés à l'intérieur du cercle vert, 95% à l'intérieur du cercle jaune et 99% à l'intérieur du cercle orange.

Ces différents intervalles de confiance sur la reproductibilité des reconstructions personnalisées des opérateurs sont utilisés pour classifier les écarts à la référence. Ainsi, les centres de pédicules dont les écarts à la référence sont inférieurs à 0,9 mm (intervalle de confiance à 68%) seront jugés comme « très bien recalés ». Entre 0,9 mm et 1,8 mm (intervalle de confiance à 95%), les pédicules seront qualifiés de « bien recalés ». Entre 1,8 mm et 2,7 mm (intervalle de confiance à 99%), les pédicules seront qualifiés de « probablement mal recalés ». Enfin, au-delà de 2,7 mm, on peut affirmer avec certitude que les pédicules sont « mal recalés ».

L'histogramme Figure 77 montre la distribution des écarts à la référence avant le recalage des pédicules par similarité (reconstruction pré-personnalisées) et après le recalage des pédicules par similarité (reconstruction pré-personnalisées + recalage). La figure montre que la proportion des pédicules « très bien recalés » est presque multipliée par 2 grâce au recalage des pédicules par similarité alors que la proportion de pédicules « probablement mal recalés » s'en trouve diminuée de moitié. Avant le recalage, 62% des pédicules (27% + 35%) peuvent être jugés comme « très bien ou bien recalés » alors que 23% des pédicules sont « probablement mal recalés » et 15% des pédicules sont « mal recalés ». Après le recalage des pédicules par similarité, 77% des pédicules (45% + 32%) sont « très bien ou bien recalés » alors que 12% des pédicules sont « probablement mal recalés » et que 11% des pédicules restent « mal recalés ».

Finalement, après le recalage des pédicules, entre 11% et 23% des pédicules devront être ajustés manuellement par l'opérateur, c'est-à-dire entre 4 et 8 pédicules par rachis (sur 34 pédicules).

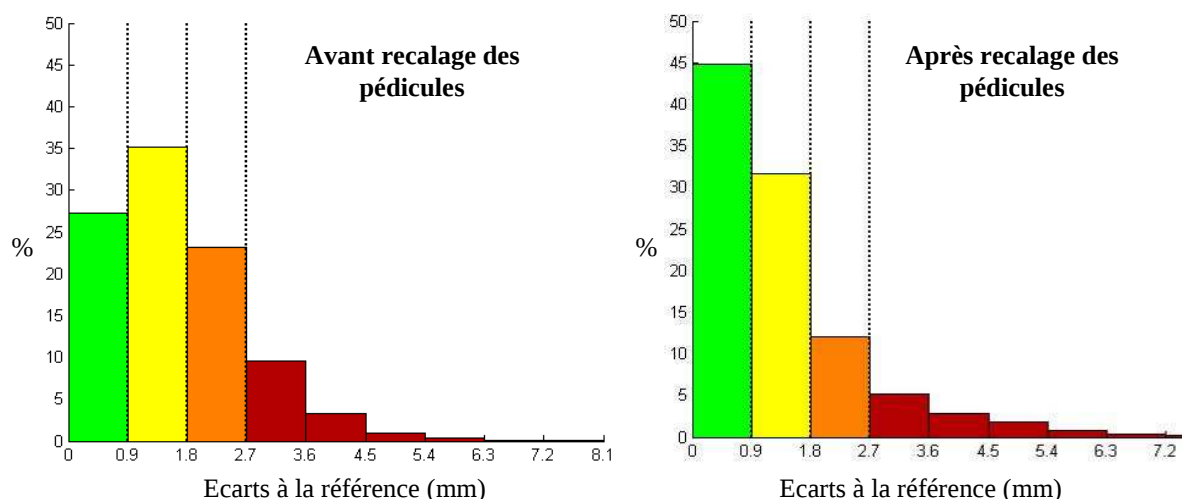


Figure 77 : Histogramme des écarts à la référence pour le positionnement des pédicules avant et après le recalage par similarité

4.3 Conclusion intermédiaire

Nous avons présenté et évalué dans ce chapitre une méthode de recalage des pédicules qui s'appuie sur des mesures de similarités. L'évaluation de la méthode à partir des reconstructions pré-personnalisées a permis de montrer qu'à l'issue du recalage par similarité, entre 77% et 89% des pédicules sont ajustés de manière satisfaisante. Entre 11% et 23% des pédicules nécessiteront un ajustement de l'opérateur.

Dans le chapitre suivant, nous allons proposer une évaluation de cette nouvelle méthode de reconstruction utilisant les modèles paramétrés, les inférences statistiques et les algorithmes de recalage par traitement d'image.

5 Evaluation de la méthode

Pour cette nouvelle méthode de reconstruction utilisant les modèles paramétrés, les inférences statistiques et les algorithmes de recalage par traitement d'image, nous proposons une évaluation de la reproductibilité de position des vertèbres ainsi qu'une évaluation du temps de reconstruction. Rappelons que l'objectif, à terme, est de semi-automatiser l'ensemble du processus de reconstruction. Néanmoins, dans le cadre de ce travail de thèse, cette semi-automatisation concernera uniquement seule l'étape 2.1 (ajustement fin des corps vertébraux et des pédicules). Dans un premier temps, nous allons préciser certains points techniques concernant cette étape 2.1 que nous n'avions pas jugés opportun d'introduire auparavant.

5.1 Protocole de reconstruction (étape 2.1)

A partir des modèles pré-personnalisées, les algorithmes de recalage par traitement d'image sont lancés vertèbres par vertèbres, en partant de L5 jusqu'à T1. Pour chaque vertèbre, le recalage des corps vertébraux est exécuté en premier (recalage affine puis « par partie » pour les murs et les plateaux), suivi par le recalage rigide des pédicules. Au fur et à mesure que les recalages par traitement d'image s'exécutent, l'opérateur est invité à vérifier et, si nécessaire, à corriger, chacune des vertèbres recalées (en partant de L5 jusqu'à T1). Cette opération de vérification/correction est réalisée en même temps que les algorithmes de recalage s'exécutent en tâche de fond sur les autres vertèbres. Ainsi, l'opérateur n'attend pas que les recalages par traitement d'image aient été exécutés pour chacune des vertèbres pour commencer la vérification.

5.2 Reproductibilité de position et temps de reconstruction

(1) *Patients, analyses radiographiques et opérateurs*

Ils sont strictement identiques à l'évaluation de la méthode de reconstruction basée sur des modèles paramétrés et des inférences statistiques : 60 sujets reconstruits par 3 opérateurs. Nous partons des reconstructions pré-personnalisées réalisées par chacun des trois opérateurs pour l'évaluation de la méthode s'appuyant sur des modèles paramétrés et des inférences statistiques. A partir des modèles pré-personnalisées, chaque opérateur a réalisé l'étape de reconstruction 2.1 (ajustement précis des corps vertébraux et des pédicules par traitement

d'image et vérification/correction opérateur) ainsi que l'étape de reconstruction 2.2 (ajustement des arcs postérieurs).

(2) *Evaluation de la position*

La position et l'orientation des vertèbres est estimée d'une manière identique à partir de la séquence d'angles Latérale-Sagittale-Axiale (L-S-A) (Skalli et al. 1995). L'intervalle de confiance à 95% sur la reproductibilité de position a été évalué par le calcul du $2RMS_{SD}$ (AFNOR 1994).

(3) *Temps de reconstruction*

Le temps de reconstruction de l'étape 2.1 a été évalué pour chacun des opérateurs. Il comprend les vérifications ou modifications de l'opérateur, mais également un temps de segmentation des radiographies effectué avant que l'opérateur ne commence à vérifier. L'ordinateur utilisé pour mesurer ces temps de calcul est un Pentium 4 à 3.4 GHz et 2 GB de RAM.

6 Résultats

6.1 Reproductibilité de position

La reproductibilité de position à l'issue de ce protocole de reconstruction incluant du traitement d'image a été estimée à 1,8 mm pour la position 3D et à 2,3°, 2,3° et 3,5° respectivement pour les inclinaisons latérale, sagittale et pour la rotation axiale (Tableau 17). La comparaison avec la méthode de reconstruction sans traitement d'image (Tableau 18) montre une reproductibilité similaire pour la position, les inclinaisons latérales et sagittales et une meilleure reproductibilité pour la rotation axiale.

Tableau 17 : Intervalle de confiance à 95% ($2RMS_{SD}$) sur la reproductibilité de position et d'orientation des vertèbres en fonction de la catégorie des sujets (asymptomatiques, scolioses modérées ou sévères)

Niveau de recons.	Catégorie	Position (mm)				Orientation (°)		
		A-P*	M-L*	P-D*	3D*	L*	S*	A*
Niveau 2 Perso. avec T.I.	Asym.	1.1	1.0	0.6	1.6	1.8	2.0	3.0
	Mod.	1.2	1.1	0.7	1.7	2.5	2.3	3.6
	Sév.	1.3	1.2	0.8	2.1	2.7	2.5	3.9
	Tous	1.2	1.1	0.7	1.8	2.3	2.3	3.4

* Positionnement dans les directions Antéro-Postérieur, Médiale-Latérale, Proximale-Distale et en 3D. Inclinaisons Latérale, Sagittale et rotation Axiale

Tableau 18 : Comparaison entre la reproductibilité de position obtenue à partir de la méthode sans traitement d'image et avec traitement d'image : Intervalle de confiance à 95% ($2RMS_{SD}$) sur la reproductibilité de position et d'orientation

Niveau de recons.	Catégorie	Position (mm)				Orientation (°)		
		A-P	M-L	P-D	3D	L	S	A
Niveau 2 Perso. avec T.I.	Tous	1.2	1.1	0.7	1.8	2.3	2.3	3.4
Niveau 2 Perso. sans T.I.	Tous	1.2	1.1	0.8	1.8	2.4	2.3	3.9

* Positionnement dans les directions Antéro-Postérieur, Médiale-Latérale, Proximale-Distale et en 3D. Inclinaisons Latérale, Sagittale et rotation Axiale

6.2 Temps de reconstruction

Le temps de reconstruction de l'étape 2.1 (ajustements des corps vertébraux et des pédicules) avec traitement d'image comprend en moyenne 10 secondes consacrées à la segmentation des radiographies (traitement automatique des images) et 2 minutes 30 secondes dédiées aux vérifications et corrections de l'opérateur. Sans traitement d'image, cette étape 2.1 nécessitait 4 minutes 30 secondes. Ainsi les algorithmes de traitement d'image permettent de gagner 2 minutes sur le temps de manipulation dédié à l'étape 2.1 et de diviser par deux (plus précisément par 1,8) le temps de reconstruction consacré à cette étape. Le Tableau 19 rappelle les temps de reconstruction de l'ensemble du processus. Finalement, le traitement d'image, dans cette approche préliminaire qui vise uniquement à semi-automatiser l'étape 2.1 du processus, permet de réduire à 8 minutes le temps reconstruction du modèle personnalisé (contre 10 minutes auparavant).

Tableau 19 : Temps de reconstruction moyen pour la méthode de reconstruction

Niveau de Recons.	Etape	Asym.	Mod.	Sév.	Tous
Niveau 1 Pré-perso.	1.1 1 ^{er} estimé	1 min	1 min	1 min	1 min
	1.2 Ajust. Param. Clin.	1 min	1 min 30 s	2 min	1 min 30 s
	Temps cumulé	2 min	2 min 30 s	3 min	2 min 30 s
Niveau 2 Perso. avec T.I.	2.1 Ajust. CV + Péd avec T.I.	2 min 30 s	2 min 30 s	2 min 30 s	2 min 30 s
	2.2 Arcs post.	3 min	3 min	3 min	3 min
	Temps cumulé	7 min 30 s	8 min	8 min 30 s	8 min

7 Discussion

7.1 Reproductibilité de position

Comme pour la méthode de reconstruction n'incluant pas de traitement d'image, on remarque que l'augmentation de la gravité de la scoliose entraîne une diminution de la reproductibilité de position (Tableau 17). Le positionnement des vertèbres est plus reproductible dans la direction Proximale-Distale que dans les deux autres directions. La reproductibilité de la rotation axiale reste un paramètre légèrement moins reproductible que les inclinaisons latérales et sagittales.

En comparaison avec la méthode de reconstruction n'incluant pas le traitement d'image (Tableau 18), on remarque que la reproductibilité de position et d'orientation est identique, sauf pour la Rotation Vertébrale Axiale dont la reproductibilité est sensiblement améliorée (intervalle de confiance à 95% de 3,4° contre 3,9° sans traitement d'image). Cela montre que le traitement d'image est, sur certains éléments, plus robuste que l'opérateur.

Nous proposons également, comme dans la première partie de ce travail de thèse présentant la méthode de reconstruction utilisant des modèles paramétrés et des inférences statistiques, une comparaison aux travaux proposés par Dumas & Coll. (Dumas et al. 2008). Rappelons que les auteurs proposent une méthode rapide (5min) par interpolation, permettant d'obtenir une reconstruction du rachis avec des vertèbres ajustées en position et en dimension. Le Tableau 20 permet de comparer la reproductibilité de position obtenue à partir des modèles pré-personnalisés et des modèles personnalisés, dans une approche incluant du traitement des images, aux résultats obtenus par Dumas & Coll. (sur un sous-échantillon de 13 sujets présentant un degré de scoliose similaire et en utilisant le critère de reproductibilité proposé par les auteurs). Cette comparaison montre une reproductibilité supérieure, pour les deux niveaux de reconstruction.

Tableau 20 : Comparaison de la reproductibilité de position et d'orientation obtenue à partir des reconstructions pré-personnalisées, des reconstructions personnalisées incluant du traitement d'image et à partir de la méthode de Dumas & Coll. (Dumas et al. 2008) ($2RMS_{SD}$ estimé par la formule proposée par les auteurs)

	N	Angle de Cobb moyen [min-max]	Position (mm)			Orientation (°)		
			A-P*	M-L*	P-D*	L*	S*	A*
Niveau 1 Pré-personnalisé	13	30° [23°- 36°]	1.1	1.1	0.7	2.3	2.3	3.6
Niveau 2 Perso. avec T.I.			0.9	0.9	0.6	2.0	2.0	2.9
Dumas & Coll.	11	30°	1.8	3.8	4.0	3.0	4.0	4.0

* Positionnement dans les directions Antéro-Postérieur, Médiale-Latérale, Proximale-Distale. Inclinaisons Latérale, Sagittale et rotation Axiale

7.2 Temps de reconstruction

Le traitement d'image permet de gagner 2 minutes sur l'étape de reconstruction 2.1, passant de 4 minutes 30 secondes sans traitement d'image à 2 minutes 30 secondes avec traitement d'image. Le temps de calcul effectif nécessaire aux algorithmes de traitement d'image est en moyenne de 10 secondes pour la segmentation des radiographies et de 1 minute 10 secondes pour les processus de recalage. Grâce à la méthode mise en place, qui invite l'opérateur à vérifier et à retoucher les vertèbres en même temps que le processus de recalage s'exécute en tâche de fond, ce temps de calcul (1 minute 10 secondes) est un temps masqué pour l'opérateur. Il est inclus dans les 2 minutes 30 secondes pendant lesquelles

l'opérateur vérifie et retouche les vertèbres. Finalement, le temps de reconstruction total, nécessaire à l'obtention du modèle personnalisé, est de 8 minutes.

En comparaison à la littérature, l'approche proposée par Dumas & Coll. (Dumas et al. 2008) requiert un temps de reconstruction de 5 minutes. En revanche, l'ajustement de la forme des vertèbres n'est pas possible (ajustement uniquement en position et mise à l'échelle) et les arcs postérieurs ne sont pas retouchés. Si l'on exclut l'ajustement des arcs postérieurs, la méthode semi-automatique proposée dans ce travail de thèse permet d'obtenir, en 5 minutes, un ajustement fin de la position des vertèbres et de la forme des corps vertébraux et des pédicules.

Enfin, rappelons que les précédentes méthodes utilisées dans nos laboratoires nécessitaient un temps de reconstruction de 14 minutes (Pomero et al. 2004) pour obtenir une reconstruction pré-personnalisée à partir de la numérisation de 8 points par vertèbre. 20 minutes au total étaient nécessaires s'il on incluait un ajustement fin a posteriori de la forme des vertèbres (Gille et al. 2007).

8 Conclusion

La troisième et dernière partie de ce travail de thèse a permis de présenter une méthode de reconstruction semi-automatique s'appuyant sur des modèles paramétrés, des inférences statistiques (modèle présenté en première partie de ce travail personnel) et sur des algorithmes de recalages 2D/3D utilisant du traitement d'image. Les algorithmes de traitement d'image utilisent les modèles pseudo-volumiques introduits en deuxième partie de ce travail de thèse pour proposer deux approches de recalage :

-  un recalage de la position et de la forme des corps vertébraux s'appuyant sur une segmentation des radiographies,
-  un recalage de la position des pédicules à partir de mesures de similarités.

Dans cette approche préliminaire de semi-automatisation par traitement d'image, seule l'étape 2.1 (ajustement fin des corps vertébraux et des pédicules) du processus de reconstruction sera concernée par ces algorithmes de recalage.

Ainsi, la méthode de reconstruction du modèle pré-personnalisé reste inchangée et permet d'obtenir très rapidement (2 minutes 30 secondes) un premier estimé de la reconstruction 3D orientée vers le calcul des paramètres cliniques pour une utilisation en routine. A partir de l'initialisation proposée par ce modèle pré-personnalisé, une nouvelle approche combinant les algorithmes de recalage par traitement d'image et des étapes de

vérification - ajustements de l'opérateur a été développée. Cette approche permet de diviser par un facteur 2 (1,8 exactement) le temps de reconstruction dédié à l'étape 2.1. Ainsi, la reconstruction personnalisé du rachis (deuxième niveau de reconstruction) peut être obtenu en 8 minutes (contre 10 minutes auparavant sans le traitement d'image).

Les algorithmes de traitement d'image permettent également de gagner en robustesse, notamment au niveau de la reproductibilité de rotation vertébrale axiale, qui passe de 3,9° à 3,4° avec le traitement des images. Ce dernier point n'est pas anodin car la rotation vertébrale axiale est un paramètre important pour le diagnostic clinique de la scoliose.

CONCLUSION GENERALE

L'objectif général de cette thèse était de progresser dans la semi-automatisation des méthodes de reconstruction à partir de radiographies biplanes, en proposant des méthodes appliquées au rachis thoracique et lombaire et à la problématique spécifique de l'étude de la scoliose.

Ce mémoire a débuté par des rappels anatomiques concernant le rachis et les déformations tridimensionnelles entraînées par la scoliose. La présentation des différentes modalités d'imagerie permettant l'étude 3D de la morphologie du rachis a souligné les avantages et les limites du CT-scan et de l'IRM afin d'introduire l'intérêt de la radiographie bipiane. Une revue de littérature a permis de présenter les différentes méthodes de reconstruction 3D à partir de radiographies biplanes et de faire le point sur l'état d'avancement de la semi-automatisation de ces techniques. Le travail de thèse s'est alors articulé en trois parties.

La première partie a permis de présenter une méthode de reconstruction semi-automatique s'appuyant sur une description paramétrée du rachis et des vertèbres et sur des inférences statistiques longitudinales et transversales. Une reconstruction pré-personnalisée permet d'obtenir très rapidement (2min 30s) un bon estimé de la reconstruction 3D avec une précision de forme en moyenne à 1,3mm par rapport au CT-scan. La reproductibilité de position a été évaluée sur des sujets sains et sur des sujets présentant des scolioses modérées et sévères, avec un intervalle de confiance à 95% de 2,1 mm pour la position et entre 2,6° et 4,2° pour l'orientation. Les paramètres cliniques, évalués dès cette étape pour une utilisation en routine clinique, montrent une reproductibilité comprise entre 3° et 6° pour les cyphoses et les lordoses, entre 1° et 3° pour les paramètres pelviens et entre 3° et 4° pour les paramètres liés à la scoliose. A partir de ce modèle pré-personnalisé, une reconstruction personnalisée plus précise (précision de forme en moyenne à 1,0mm) peut être obtenue par des ajustements opérateur du modèle, qui s'auto-améliore au fur et à mesure des retouches. L'intervalle de confiance à 95% sur la reproductibilité de position devient 1,8 mm pour la position et entre 2,3° et 3,9° pour l'orientation. Ce niveau de précision est obtenu en un temps de reconstruction relativement réduit (10 minutes) pour une utilisation en clinique (pathologies plus complexes) et pour des besoins de recherche.

Pour poursuivre la semi-automatisation de cette méthode en incluant des techniques de recalage par traitement d'image, nous avons proposé dans la deuxième partie de ce travail de thèse, une représentation pseudo-volumique des vertèbres, plus réaliste que les modèles surfaciques couramment utilisés. L'évaluation de ces modèles pseudo-volumiques a permis de montrer que leur utilisation permettait de générer des radiographies simulées réalistes et d'en extraire des informations cohérentes avec ce que l'on observe dans des radiographies réelles.

La troisième et dernière partie de ce travail de thèse a été consacrée au développement de méthodes de recalage par traitement d'image, utilisant les modèles pseudo-volumiques de vertèbres. Une méthode de recalage de la position et de la forme des corps vertébraux basée sur la segmentation des radiographies (développée par l'équipe du *Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie*, en lien avec ce travail de thèse) a été proposée ainsi qu'une technique de recalage de la position des pédicules à partir de mesures de similarités. Ces algorithmes ont été intégrés dans la méthode s'appuyant sur les modèles paramétrés et les inférences statistiques (présentée en première partie de ce travail de thèse) pour poursuivre la semi-automatisation de cette méthode, au niveau de l'étape 2.1 d'ajustement fin des corps vertébraux et des pédicules. Ainsi, le temps dédié à cette étape passe de 4min 30s à 2min 30s avec l'utilisation des algorithmes de recalage. Le temps de reconstruction du modèle personnalisé est ainsi ramené à 8 minutes. Les algorithmes de traitement d'image permettent également de gagner en robustesse, notamment au niveau de la reproductibilité de rotation vertébrale axiale, qui passe de 3,9° à 3,4° avec le traitement des images.

PERSPECTIVES

Avec une méthode de reconstruction rapide, précise et pensée pour une utilisation en routine, cette méthode ouvre des perspectives intéressantes en milieu clinique, notamment pour le diagnostic de la scoliose idiopathique. Cette méthode est utilisée dans plusieurs hôpitaux tels que le CHU de Bordeaux, l'Hôpital universitaire de Pecs en Hongrie et le CHU Sainte-Justine (Montréal, Canada). En termes de recherche, cette méthode rapide permet de constituer des bases des données comportant un grand nombre de sujets, présentant différents morphotypes de déformations scoliotiques. Cette possibilité ouvre des perspectives très intéressantes, notamment pour l'étude de l'étiologie de la scoliose idiopathique (Champain 2004).

Par ailleurs, ce travail de thèse, dans le cadre des travaux collaboratifs réalisés par le *Laboratoire de Biomécanique* et le *Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie*, a permis de poser des bases importantes en ce qui concerne la semi-automatisation des méthodes de reconstruction à partir de radiographies biplanes.

Au niveau du rachis thoracique et lombaire, des travaux de recherche sont en cours pour progresser encore dans la semi-automatisation de la méthode. En effet, les algorithmes de traitement d'image concernent uniquement l'une des quatre étapes qui composent le processus de reconstruction (étape 2.1). Il y a donc une marge de progression relativement importante. Ainsi, des méthodes proches des algorithmes de recalages des corps vertébraux et des pédicules sont en développement pour semi-automatiser l'étape 1.2 du processus (ajustement des descripteurs du modèle pré-personnalisé pour les paramètres cliniques). Au niveau des arcs postérieurs, l'ajout d'inférences statistiques longitudinales couplées à des techniques de recalage par traitement d'image permettraient également de semi-automatiser cette étape, qui avec un temps de reconstruction de 3 minutes, devient l'étape la plus contraignante en termes de manipulations opérateur.

En ce qui concerne d'autres structures anatomiques, ces méthodes semi-automatiques basées sur des modèles paramétrés et des inférences statistiques ont été développées et évaluées au niveau du rachis cervical (dans une approche très similaire au rachis thoracique et lombaire) et au niveau de la cage thoracique. Ces méthodes sont en cours d'implémentation. A un stade plus avancé, ces mêmes approches ont été proposées, évaluées et implémentées au niveau du membre inférieur et du bassin. Des travaux sont en cours pour coupler ces méthodes avec des techniques de recalage par traitement d'image. L'objectif, à terme, est de

tendre vers l'automatisation totale des méthodes de reconstruction à partir des radiographies biplanes, sur l'ensemble du squelette.

PUBLICATIONS & COMMUNICATIONS

Publications à revues internationales avec comité de lecture

P1 - Humbert L., Carlloz H., Baudoin A., Skalli W. & Mitton D.

“3D Evaluation of the Acetabular Coverage assessed by Biplanar X-Rays or Single Anteroposterior X-Ray compared with CT-Scan”

Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2008 Jun; 11(3):257-62

P2 - Mezghani N., Chav R., Humbert L., Parent S., Skalli W., De Guise J. A

“A Computer based classifier of three-dimensional spinal scoliosis severity”

International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery 2008 Jun; 3(1-2):55-60

P3 - Humbert L., De Guise J. A., Aubert B., Godbout B. & Skalli W.

“3D Reconstruction of the Spine from Biplanar X-Rays using Parametric Models based on Transversal and Longitudinal Inferences”

Soumis à Medical Engineering and Physics

Brevet

B1 - Skalli W., Humbert L., Mitton D., Dubousset J., De Guise J., Godbout B., Parent S.

“Method for Reconstruction of a Three-Dimensional Model of an Osteo-articular Structure”

Brevet PCT déposé le 25 mai 2007

Communications à congrès scientifiques internationaux avec comité de lecture et actes

C1 - Humbert L., De Guise J. A., Godbout B., Parent S., Dubousset J., Skalli W.

“3D Reconstruction of the Spine from Biplanar X-Rays using Longitudinal and Transversal Inferences”

International Society of Biomechanics 2007 (Taipei, Taiwan)

C2 - Humbert L., Carlloz H., Baudoin A., Skalli W., Mitton D.

“3D Evaluation of the Acetabular Coverage assessed by Biplanar X-Rays compared with CT-Scan”

Computer Assisted Orthopaedic Surgery 2007 (Heidelberg, Allemagne)

C3 - Humbert L., De Guise J. A., Godbout B., Parent S., Dubousset J., Skalli W.
“3D Reconstruction of the Spine from Biplanar X-Rays using Longitudinal and Transversal Inferences”
Computer Assisted Radiology and Surgery 2007 (Berlin, Allemagne)

C4 - Janssen M. M. A., Drevelle X., Humbert L., Skalli W., Castelein, R. M.
“Male and Female Spinopelvic Alignment in Asymptomatic Young Adults – A 3D analysis using low-dose digital stereoradiography”
Orthopaedic Research Society, communication soumise pour 55^{ème} meeting annuel (Février 2009, Las Vegas, Nevada, États-Unis)

Communications à congrès scientifiques nationaux avec comité de lecture et actes

C5 - Humbert L., De Guise J. A., Godbout B., Parent S., Dubousset J., Skalli W.
“Comparative Study of Scoliotic Spines using a Fast 3D Reconstruction Method from Biplanar X-rays”
33^{ème} congrès de la société de Biomécanique (septembre 2008, Compiègne, France)

C6 - Steffen J.S., Humbert L., Dubousset J., Vialle R., Skalli W.
“Patient specific modelling of the spine affected with congenital malformations: a preliminary study”
33^{ème} congrès de la société de Biomécanique (septembre 2008, Compiègne, France)

Prix et distinctions

Prix Poster du 33^{ème} congrès de la société de Biomécanique (septembre 2008, Compiègne, France) pour la communication suivante :
Humbert L., De Guise J. A., Godbout B., Parent S., Dubousset J., Skalli W.
“Comparative Study of Scoliotic Spines using a Fast 3D Reconstruction Method from Biplanar X-rays”

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Abdel-Aziz, Y. I. and Karara, H. M. (1971)

"Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates". American society of photogrammetry symposium on close-range photogrammetry, Falls Church, Virginia.

Abdi, H. (2007)

Partial Least Squares (PLS) Regression. Encyclopedia of Measurement and Statistics. N. J. Salkind: 740-744.

Adam, C. J., Izatt, M. T., Harvey, J. R. and Askin, G. N. (2005)

"Variability in Cobb angle measurements using reformatted computerized tomography scans." Spine **30**(14): 1664-9.

AFNOR (1994)

Estimation et utilisation de l'incertitude des mesures et des résultats d'analyses et d'essais (Norme ISO 5725), AFNOR.

Amandjules, E. and Ballara, F. (1999)

"Recalage 3 D rigide de vertèbres à partir d'une seule radiographie 2 D non calibrée." Projet de fin d'études, ENSAM, Paris, France.

Aubin, C. E., Dansereau, J., Parent, F., Labelle, H. and de Guise, J. A. (1997)

"Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine." Med Biol Eng Comput **35**(6): 611-8.

Aubin, C. E., Dansereau, J., Petit, Y., Parent, F., de Guise, J. A. and Labelle, H. (1998)

"Three-dimensional measurement of wedged scoliotic vertebrae and intervertebral disks." Eur Spine J **7**(1): 59-65.

Barsanti, C. M., deBari, A. and Covino, B. M. (1990)

"The torsion meter: a critical review." J Pediatr Orthop **10**(4): 527-31.

Baudoin, A. (2007)

Analyse en pré et post opératoire de l'articulation de la hanche à l'aide de reconstructions 3D issues de radiographies biplanaires basse dose, Thèse de doctorat en BioMécanique, ENSAM, Paris, France.

Benameur, S., Mignotte, M., Labelle, H. and De Guise, J. A. (2005)

"A hierarchical statistical modeling approach for the unsupervised 3-D biplanar reconstruction of the scoliotic spine." IEEE Trans Biomed Eng **52**(12): 2041-57.

Benameur, S., Mignotte, M., Parent, S., Labelle, H., Skalli, W. and de Guise, J. (2003)

"3D/2D registration and segmentation of scoliotic vertebrae using statistical models." Comput Med Imaging Graph **27**(5): 321-37.

Bertrand, S. (2005)

"Modélisation Géométrique 3D In Vivo du Tronc Humain à partir de l'Imageur Basse Dose EOS." Thèse de doctorat en biomécanique, ENSAM, Paris, France.

Besl, P. J. and McKay, N. D. (1992)

"A Method for Registration of 3-D Shapes." IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence **14**(2): 239-256.

Birkfellner, W., Seemann, R., Figl, M., Hummel, J., Ede, C., Homolka, P., Yang, X., Niederer, P. and Bergmann, H. (2005)

"Fast DRR generation for 2D/3D registration." Med Image Comput Comput Assist Interv Int Conf Med Image Comput Comput Assist Interv **8**(Pt 2): 960-7.

Bland, J. M. and Altman, D. G. (1986)

- "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement." Lancet **1**(8476): 307-10.
- Canny, J. (1986)**
"A Computational Approach to Edge Detection." IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence **8**(6): 679-698.
- Carman, D. L., Browne, R. H. and Birch, J. G. (1990)**
"Measurement of scoliosis and kyphosis radiographs. Intraobserver and interobserver variation." J Bone Joint Surg Am **72**(3): 328-33.
- Champain, N. (2004)**
"Recherche des facteurs biomécaniques dans l'aggravation des scolioses idiopathiques." Thèse de doctorat en biomécanique, ENSAM, Paris, France.
- Champain, S., Benchikh, K., Nogier, A., Mazel, C., Guise, J. D. and Skalli, W. (2006)**
"Validation of new clinical quantitative analysis software applicable in spine orthopaedic studies." Eur Spine J **15**(6): 982-91.
- Cheriet, F. and Meunier, J. (1999)**
"Self-calibration of a biplane X-ray imaging system for an optimal three dimensional reconstruction." Comput Med Imaging Graph **23**(3): 133-41.
- Cheung, J., Wever, D. J., Veldhuizen, A. G., Klein, J. P., Verdonck, B., Nijlunsing, R., Cool, J. C. and Van Horn, J. R. (2002)**
"The reliability of quantitative analysis on digital images of the scoliotic spine." Eur Spine J **11**(6): 535-42.
- Chockalingam, N., Dangerfield, P. H., Giakas, G., Cochrane, T. and Dorgan, J. C. (2002)**
"Computer-assisted Cobb measurement of scoliosis." Eur Spine J **11**(4): 353-7.
- Cobb (1948)**
"Outline for the study of scoliosis." The American Academy of Orthopaedic Surgeon, Eds. Ann Arbor **5**: 261-75.
- Cootes, T. F., Taylor, C. J., Cooper, D. H. and Graham, J. (1995)**
"Active Shape Models - Their Training and Application." Computer Vision and Image Understanding **61**(1): 38-59.
- Dansereau, J. and Stokes, I. A. (1988)**
"Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage." J Biomech **21**(11): 893-901.
- Datir, S. P. and Mitra, S. R. (2004)**
"Morphometric study of the thoracic vertebral pedicle in an Indian population." Spine **29**(11): 1174-81.
- de Guise, J. A. and Martel, Y. (1988)**
"3D biomedical modeling: merging image processing and computer aided design". IEEE EMBS 10th International Conference, New Orleans.
- Delorme, S. (1996)**
Application du krigeage pour l'habillage et la personnalisation de modèle géométrique de la scoliose, Mémoire de Maîtrise, Ecole Polytechnique de l'Université de Montréal.
- Delorme, S., Petit, Y., de Guise, J. A., Labelle, H., Aubin, C. E. and Dansereau, J. (2003)**
"Assessment of the 3-d reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images." IEEE Trans Biomed Eng **50**(8): 989-98.
- Deriche, R. (1987)**
"Using Canny's criteria to derive a recursively implemented optimal edge detector." International Journal of Computer Vision **1**(2): 167-187.
- Després, P. (2004)**

- "Évaluation d'un détecteur gazeux à micropistes pour la radiologie et applications en imagerie multi-énergie." Thèse de doctorat en physique, Université de Montréal, Montréal, Canada.
- Dieudonne, A., Zhang, P., Vannoorenberghe, P. and Gardin, I. (2007)**
 "Semiautomated thoracic and abdominal computed tomography segmentation using the belief functions theory: application to 3D internal dosimetry." Cancer Biother Radiopharm **22**(2): 275-80.
- Dubousset, J. (1992)**
 "Importance of the three-dimensional concept in the treatment of scoliotic deformities". Proceedings of VIIth International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities, Montréal, Canada.
- Dubousset, J. (1992)**
 "La scoliose idiopathique est originaire d'un désordre du système nerveux." International Symposium on 3D Scoliotic Deformities.
- Dubousset, J. (1994)**
 Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity. The Pediatric Spine: Principles and Practice. New York 1994.
- Dubousset, J., Charpak, G., Dorion, I., Skalli, W., Lavaste, F., Deguise, J., Kalifa, G. and Ferey, S. (2005)**
 "[A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system]." Bull Acad Natl Med **189**(2): 287-97; discussion 297-300.
- Dumas, R. (2002)**
 "Analyse biomécanique de la correction des scolioses par la technique du modelage in situ." Thèse de doctorat en biomécanique, ENSAM, Paris, France.
- Dumas, R., Blanchard, B., Carlier, R., de Loubresse, C. G., Le Huec, J. C., Marty, C., Moinard, M. and Vital, J. M. (2008)**
 "A semi-automated method using interpolation and optimisation for the 3D reconstruction of the spine from bi-planar radiography: a precision and accuracy study." Med Biol Eng Comput **46**(1): 85-92.
- Dumas, R., Le Bras, A., Champain, N., Savidan, M., Mitton, D., Kalifa, G., Steib, J. P., de Guise, J. A. and Skalli, W. (2004)**
 "Validation of the relative 3D orientation of vertebrae reconstructed by bi-planar radiography." Med Eng Phys **26**(5): 415-22.
- Dumas, R., Mitton, D., Laporte, S., Dubousset, J., Steib, J. P., Lavaste, F. and Skalli, W. (2003)**
 "Explicit calibration method and specific device designed for stereoradiography." J Biomech **36**(6): 827-34.
- Edwards, W. T., Zheng, Y., Ferrara, L. A. and Yuan, H. A. (2001)**
 "Structural features and thickness of the vertebral cortex in the thoracolumbar spine." Spine **26**(2): 218-25.
- Fazzalari, N. L., Parkinson, I. H., Fogg, Q. A. and Sutton-Smith, P. (2006)**
 "Antero-postero differences in cortical thickness and cortical porosity of T12 to L5 vertebral bodies." Joint Bone Spine **73**(3): 293-7.
- Fleute, M. (2001)**
 "Shape Reconstruction for Computer Assisted Surgery based on Non-Rigid Registration of Statistical Models with Intra-Operative Point Data and X-ray Images." PhD Thesis, Université Joseph Fourier, Grenoble, France.
- Gauch, J. M. and Pizer, S. M. (1993)**
 "Multiresolution Analysis of Ridges and Valleys in Grey-Scale Images." IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence **15**: 635-646.

- Gauvin, C., Dansereau, J., Petit, Y., De Guise, J. A. and Labelle, H. (1998)**
 "[Customized 3D radiographic reconstruction of the human pelvis]." *Ann Chir* 52(8): 744-51.
- Gilbert, J. W., Wheeler, G. R., Lingreen, R. A. and Johnson, R. R. (2006)**
 "Open stand-up MRI: a new instrument for positional neuroimaging." *J Spinal Disord Tech* 19(2): 151-4.
- Gille, O., Champain, N., Benchikh-El-Fegoun, A., Vital, J. M. and Skalli, W. (2007)**
 "Reliability of 3D reconstruction of the spine of mild scoliotic patients." *Spine* 32(5): 568-73.
- Gluer, C. C., Blake, G., Lu, Y., Blunt, B. A., Jergas, M. and Genant, H. K. (1995)**
 "Accurate assessment of precision errors: how to measure the reproducibility of bone densitometry techniques." *Osteoporos Int* 5(4): 262-70.
- Harrison, D. E., Harrison, D. D., Cailliet, R., Janik, T. J. and Holland, B. (2001)**
 "Radiographic analysis of lumbar lordosis: centroid, Cobb, TRALL, and Harrison posterior tangent methods." *Spine* 26(11): E235-42.
- Hopkins, W. G. (2000)**
 "Measures of reliability in sports medicine and science." *Sports Med* 30(1): 1-15.
- Huang, T. C., Zhang, G., Guerrero, T., Starkschall, G., Lin, K. P. and Forster, K. (2006)**
 "Semi-automated CT segmentation using optic flow and Fourier interpolation techniques." *Comput Methods Programs Biomed* 84(2-3): 124-34.
- Huda, W. (2007)**
 "Radiation doses and risks in chest computed tomography examinations." *Proc Am Thorac Soc* 4(4): 316-20.
- Jackson, R. P., Peterson, M. D., McManus, A. C. and Hales, C. (1998)**
 "Compensatory spinopelvic balance over the hip axis and better reliability in measuring lordosis to the pelvic radius on standing lateral radiographs of adult volunteers and patients." *Spine* 23(16): 1750-67.
- Kadoury, S., Cheriet, F., Laporte, C. and Labelle, H. (2007)**
 "A versatile 3D reconstruction system of the spine and pelvis for clinical assessment of spinal deformities." *Med Biol Eng Comput* 45(6): 591-602.
- Kamina, P. (1997)**
 Anatomie clinique. Tome 1: Anatomie générale.
- Kang, Y., Engelke, K. and Kalender, W. A. (2003)**
 "A new accurate and precise 3-D segmentation method for skeletal structures in volumetric CT data." *IEEE Trans Med Imaging* 22(5): 586-98.
- Kapanji, I. (1986)**
 Physiologie articulaire. Paris.
- Klein, S., van der Heide, U. A., Lips, I. M., van Vulpen, M., Staring, M. and Pluim, J. P. (2008)**
 "Automatic segmentation of the prostate in 3D MR images by atlas matching using localized mutual information." *Med Phys* 35(4): 1407-17.
- Kothe, R., O'Holleran, J. D., Liu, W. and Panjabi, M. M. (1996)**
 "Internal architecture of the thoracic pedicle. An anatomic study." *Spine* 21(3): 264-70.
- Labelle, H., Dansereau, J., Bellefleur, C. and Jequier, J. C. (1995)**
 "Variability of geometric measurements from three-dimensional reconstructions of scoliotic spines and rib cages." *Eur Spine J* 4(2): 88-94.
- Lafage, V. (2002)**
 "Simulation en éléments finis et analyse biomécanique des effets de la correction chirurgicale de scolioses par instrumentation Cotrel-Dubousset." *Thèse de doctorat en biomécanique, ENSAM, Paris, France.*
- Lafon-Jalby, Y. (2006)**

- "Simulation en elements-finis de différentes stratégies chirurgicales de correction d'une scoliose." Thèse de doctorat en biomécanique, ENSAM, Paris, France.
- Laporte, S. (2002)**
 "Reconstruction 3D du squelette humain pour la biomécanique par radiographie biplane à dose minimale d'irradiation." Thèse de doctorat en mécanique, ENSAM, Paris, France.
- Laporte, S., Mitton, D., Ismael, B., de Fouchecour, M., Lassau, J.P., Lavaste, F., Skalli, W. (2000)**
 "Quantitative morphometric study of thoracic spine a preliminary parameters statistical analysis." Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol. **10**: 85–91.
- Laporte, S., Skalli, W., de Guise, J. A., Lavaste, F. and Mitton, D. (2003)**
 "A biplanar reconstruction method based on 2D and 3D contours: application to the distal femur." Comput Methods Biomech Biomed Engin **6**(1): 1-6.
- Le Bras, A. (2004)**
 "Exploration des potentialités du système EOS pour la caractérisation mécanique des structures osseuses: application à l'extrémité supérieure du fémur." Thèse de doctorat en mécanique, ENSAM, Paris, France.
- Le Bras, A., Laporte, S., Mitton, D., de Guise, J. A. and Skalli, W. (2003)**
 "Three-dimensional (3D) detailed reconstruction of human vertebrae from low-dose digital stereoradiography." Eur J Orthop Surg Traumatol **13**: 57-62.
- Legaye, J., Duval-Beaupere, G., Hecquet, J. and Marty, C. (1998)**
 "Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves." Eur Spine J **7**(2): 99-103.
- Liau, K. M., Yusof, M. I., Abdullah, M. S., Abdullah, S. and Yusof, A. H. (2006)**
 "Computed tomographic morphometry of thoracic pedicles: safety margin of transpedicular screw fixation in malaysian malay population." Spine **31**(16): E545-50.
- Lorensen, W. E. and Cline, H. E. (1987)**
 "Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm." ACM SIGGRAPH Computer Graphics **21**(4): 163-169.
- Machida, M., Murai, I., Miyashita, Y., Dubousset, J., Yamada, T. and Kimura, J. (1999)**
 "Pathogenesis of idiopathic scoliosis. Experimental study in rats." Spine **24**(19): 1985-9.
- Mahfouz, M., Badawi, A., ElHak, E., Kuhn, M. and Merkl, B. (2006)**
 "Reconstruction of 3D Patient-Specific Bone Models From Biplanar Xray Images Utilizing Morphometric Measurements". The 2006 World Congress in Computer Science Computer Engineering and Applied Computing, Las Vegas, Nevada.
- Maintz, J. B. and Viergever, M. A. (1998)**
 "A survey of medical image registration." Med Image Anal **2**(1): 1-36.
- Mitra, S. R., Datar, S. P. and Jadhav, S. O. (2002)**
 "Morphometric study of the lumbar pedicle in the Indian population as related to pedicular screw fixation." Spine **27**(5): 453-9.
- Mitton, D., Deschenes, S., Laporte, S., Godbout, B., Bertrand, S., de Guise, J. A. and Skalli, W. (2006)**
 "3D reconstruction of the pelvis from bi-planar radiography." Comput Methods Biomech Biomed Engin **9**(1): 1-5.
- Mitton, D., Landry, C., Veron, S., Skalli, W., Lavaste, F. and De Guise, J. A. (2000)**
 "3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes." Med Biol Eng Comput **38**(2): 133-9.
- Mitulescu, A. (2001)**

- "Contribution à la reconstruction tridimensionnelle du rachis et du bassin à partir de la stéréoradiographie conventionnelle et basse dose (Charpack)." Thèse de doctorat en mécanique, ENSAM, Paris, France.
- Mitulescu, A., De Guise, J. A., Dubousset, J., Labelle, H., Adamsbaum, C. and Skalli, W. (2002)**
 "Validation of the NSCP technique on scoliotic vertebrae." Stud Health Technol Inform **88**: 167-71.
- Mitulescu, A., Semaan, I., De Guise, J. A., Leborgne, P., Adamsbaum, C. and Skalli, W. (2001)**
 "Validation of the non-stereo corresponding points stereoradiographic 3D reconstruction technique." Med Biol Eng Comput **39**(2): 152-8.
- Mitulescu, A., Skalli, W., Mitton, D. and De Guise, J. A. (2002)**
 "Three-dimensional surface rendering reconstruction of scoliotic vertebrae using a non stereo-corresponding points technique." Eur Spine J **11**(4): 344-52.
- Morrissy, R. T., Goldsmith, G. S., Hall, E. C., Kehl, D. and Cowie, G. H. (1990)**
 "Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have scoliosis. Evaluation of intrinsic error." J Bone Joint Surg Am **72**(3): 320-7.
- Nash, C. L., Jr. and Moe, J. H. (1969)**
 "A study of vertebral rotation." J Bone Joint Surg Am **51**(2): 223-9.
- Oda, M., Rauh, S., Gregory, P. B., Silverman, F. N. and Bleck, E. E. (1982)**
 "The significance of roentgenographic measurement in scoliosis." J Pediatr Orthop **2**(4): 378-82.
- Panjabi, M. M., Chen, N. C., Shin, E. K. and Wang, J. L. (2001)**
 "The cortical shell architecture of human cervical vertebral bodies." Spine **26**(22): 2478-84.
- Parent, S., Labelle, H., Mitulescu, A., Latimer, B., Skalli, W., Lavaste, F. and de Guise, J. (2002)**
 "Morphometric analysis of one anatomic scoliotic specimen." Stud Health Technol Inform **88**: 387-92.
- Pearcy, M. J. (1985)**
 "Stereo radiography of lumbar spine motion." Acta Orthop Scand Suppl **212**: 1-45.
- PEMF** L'imagerie médicale, collection: BT2.
- Penney, G. P., Penney, G. P., Weese, J., Little, J. A., Desmedt, P. A. D. P., Hill, D. L. G. A. H. D. L. G. and Hawkes, D. J. A. H. D. J. (1998)**
 "A comparison of similarity measures for use in 2-D-3-D medical image registration
 A comparison of similarity measures for use in 2-D-3-D medical image registration." Medical Imaging, IEEE Transactions on **17**(4): 586.
- Perdriolle, R. (1979)**
 La scoliose, son étude tridimensionnelle.
- Perdriolle, R. and Vidal, J. (1985)**
 "Thoracic idiopathic scoliosis curve evolution and prognosis." Spine **10**(9): 785-91.
- Perdriolle, R. and Vidal, J. (1987)**
 "Morphology of scoliosis: three-dimensional evolution." Orthopedics **10**(6): 909-15.
- Perini, T. A., de Oliveira, G. L., Ornellas, J. S. and de Oliveira, F. P. (2005)**
 "Technical error of measurement in anthropometry." Revista Brasileira de Medicina do Esporte **11**(1): 1517-8692.
- Physics Laboratory** National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD, USA, <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/cover.html>.
- Polly, D. W., Jr., Kilkelly, F. X., McHale, K. A., Asplund, L. M., Mulligan, M. and Chang, A. S. (1996)**

- "Measurement of lumbar lordosis. Evaluation of intraobserver, interobserver, and technique variability." *Spine* **21**(13): 1530-5; discussion 1535-6.
- Pomero, V., Deschênes, S., Branchaud, D., Mitton, D., Laporte, S., Godbout, B., Skalli, W. and De Guise, J. A. (2003)**
 "Fast semiautomatic stereoradiographic reconstruction of scoliotic spines using multi-scale image processing and statistical geometric models." *International Congress Series* **1256**: 207– 213.
- Pomero, V., Mitton, D., Laporte, S., de Guise, J. A. and Skalli, W. (2004)**
 "Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* **19**(3): 240-7.
- Rainaut, J. (1994)**
 Les scolioses. Paris, Ellipse.
- Richards, B. S. (1992)**
 "Measurement error in assessment of vertebral rotation using the Perdriolle torsionmeter." *Spine* **17**(5): 513-7.
- Ritzel, H., Amling, M., Posl, M., Hahn, M. and Delling, G. (1997)**
 "The thickness of human vertebral cortical bone and its changes in aging and osteoporosis: a histomorphometric analysis of the complete spinal column from thirty-seven autopsy specimens." *J Bone Miner Res* **12**(1): 89-95.
- Sadowsky, O., Chintalapani, G. and Taylor, R. H. (2007)**
 "Deformable 2D-3D registration of the pelvis with a limited field of view, using shape statistics." *Med Image Comput Comput Assist Interv Int Conf Med Image Comput Comput Assist Interv* **10**(Pt 2): 519-26.
- Semaan, I., Skalli, W., Veron, S., Templier, A., Lassau, J. P. and Lavaste, F. (2001)**
 "[Quantitative 3D anatomy of the lumbar spine]." *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* **87**(4): 340-53.
- Shea, K. G., Stevens, P. M., Nelson, M., Smith, J. T., Masters, K. S. and Yandow, S. (1998)**
 "A comparison of manual versus computer-assisted radiographic measurement. Intraobserver measurement variability for Cobb angles." *Spine* **23**(5): 551-5.
- Silva, M. J., Wang, C., Keaveny, T. M. and Hayes, W. C. (1994)**
 "Direct and computed tomography thickness measurements of the human, lumbar vertebral shell and endplate." *Bone* **15**(4): 409-14.
- Skalli, W., Lavaste, F. and Descrimes, J. L. (1995)**
 "Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis: what are the true values?" *Spine* **20**(5): 546-53.
- Spoerk, J., Bergmann, H., Wanschitz, F., Dong, S. and Birkfellner, W. (2007)**
 "Fast DRR splat rendering using common consumer graphics hardware." *Med Phys* **34**(11): 4302-8.
- Staal, J., van Ginneken, B. and Viergever, M. A. (2007)**
 "Automatic rib segmentation and labeling in computed tomography scans using a general framework for detection, recognition and segmentation of objects in volumetric data." *Med Image Anal* **11**(1): 35-46.
- Steib, J. P., Dumas, R., Mitton, D. and Skalli, W. (2004)**
 "Surgical correction of scoliosis by in situ contouring: a detorsion analysis." *Spine* **29**(2): 193-9.
- Stokes, I. A. (1994)**
 "Three-dimensional terminology of spinal deformity. A report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D terminology of spinal deformity." *Spine* **19**(2): 236-48.
- Stokes, I. A., Bigalow, L. C. and Moreland, M. S. (1986)**

- "Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis." Spine **11**(3): 213-8.
- Stokes, I. A., Wilder, D. G., Frymoyer, J. W. and Pope, M. H. (1981)**
"Assessment of patients with low-back pain by biplanar radiographic measurement of intervertebral motion." Spine **6**(3): 233-40.
- Tran, T. T. H. and Lux, A. (2003)**
"Extraction de Caractéristiques Locales: Crêtes et Pics". Première Conférence Internationale RIVF'03 Rencontres en Informatique Vietnam-France, RIVF'03, Hanoi, Vietnam.
- Trochu, F. (1993)**
"A contouring program based on dual kriging interpolation." Engineering with Computers **9**(3): 160-177.
- Veron, S. (1997)**
"Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical supérieur." Thèse de doctorat en mécanique, ENSAM, Paris, France.
- Weiss, H. R. (1995)**
"Measurement of vertebral rotation: Perdriolle versus Raimondi." Eur Spine J **4**(1): 34-8.
- Yazici, M., Acaroglu, E. R., Alanay, A., Deviren, V., Cila, A. and Surat, A. (2001)**
"Measurement of vertebral rotation in standing versus supine position in adolescent idiopathic scoliosis." J Pediatr Orthop **21**(2): 252-6.

INDEX

Index des figures

Figure 1 : Repères globaux (Dubousset 1994).....	21
Figure 2 : Posture rachidienne (Kapanji 1986)	22
Figure 3: Structure d'une vertèbre (Kapanji 1986)	23
Figure 4 : Forme des vertèbres lombaires (L), thoraciques (T) et cervicales de type C3 à C7 (C) (Kapanji 1986)	23
Figure 5 : Le bassin ou vertèbre pelvienne (Kamina 1997)	24
Figure 6 : Structure du disque intervertébral (Kapanji 1986).....	24
Figure 7 : Repères d'analyse des déformations du rachis (Stokes 1994).....	25
Figure 8 : Vertèbres stratégiques de la scoliose (Dubousset 1994).....	26
Figure 9 : Cunéiformisation des vertèbres (Rainaut 1994)	27
Figure 10 : Angle de cyphose T4/T12 (Kapanji 1986), paramètres pelviens positionnels (version pelvienne, pente sacrée) et morphologique (incidence pelvienne) (Legaye et al. 1998)	28
Figure 11 : (A) Principe du CT-Scan (d'après un schéma de Bernard Nicolas - Éditions PEMF, BT2 « L'imagerie médicale » (PEMF)) (B) Coupe axiale au niveau d'une vertèbre lombaire.....	30
Figure 12 : image de l'abdomen obtenue à partir d'une acquisition IRM.....	32
Figure 13 : Segmentation manuelle d'une vertèbre à partir d'une coupe CT-scan (A) et reconstruction 3D par l'algorithme des « marching cubes » (B) (logiciel SliceOmatic (TomoVision, Montréal, Canada))	33
Figure 14 : (A) primitives anatomiques susceptibles de matérialiser une côte, (B) primitives anatomiques labélisées et (C) côtes segmentées	36
Figure 15 : Principe générale de la reconstruction tridimensionnelle à partir de la radiographie biplane.....	37
Figure 16 : Repères anatomiques ponctuels utilisés par Stokes & Coll. et Percy (Stokes et al. 1981; Percy 1985).....	39
Figure 17 : Modélisation 3D simplifiée de la cage thoracique et du rachis (Dansereau et al. 1988)	40
Figure 18 : (A) Repères anatomiques non stéréo-correspondants pour le rachis cervical supérieur et (B) représentation morpho-réaliste des modèles (Veron 1997; Mitton et al. 2000). (C) Repères anatomiques stéréo-correspondants (cercles rouges) et non stéréo-correspondants (carrés bleus) pour les vertèbres lombaires (Mitulescu et al. 2001).	44
Figure 19 : Points stéréo-correspondants et contours non stéréo-correspondants identifiés dans les radiographies (Laporte 2002)	45
Figure 20 : Modèle paramétré de vertèbre défini par 8 dimensions caractéristiques du corps vertébral (A) et par les coordonnées de 21 points 3D anatomiques (B).	49
Figure 21 : (A) repères anatomique saisis par l'opérateur et paramètres descripteurs du modèle (8 dimensions). (B) Estimation par inférence transversale de 21 points 3D anatomiques et d'un modèle morpho-réaliste. 50	
Figure 22 : a) base d'apprentissage de 18 mains décrite chacune par 72 points. b) La variation des 3 premiers modes de déformation correspondent à des mouvements particuliers des doigts de la main (d'après Cootes & Coll. (Cootes et al. 1995))	55
Figure 23 : Visualisation du premier mode de déformation (Benameur et al. 2003) obtenu par analyse en composante principale d'une base de données de 30 vertèbres saines et 30 vertèbres scoliotiques par niveau	56
Figure 24 : (A) Contours détectés à partir d'un filtre de Canny-Deriche. (B) Contours (ou silhouette) extraits à partir du modèle surfacique de vertèbre.	58
Figure 25 : Principe de la radiographie simulée à partir d'un volume CT-scan (A), radiographie simulée (B) et comparaison avec une image fluoroscopique (C) (Penney et al. 1998).....	59
Figure 26 : Echantillons de la base de données de rachis.....	73
Figure 27 : Modèle paramétré de vertèbres (illustration sur une vertèbre L4) : 8 dimensions caractérisant le corps vertébral (A) et les coordonnées de 28 points 3D anatomiques (B). Détail des points au niveau du corps vertébral (C)	75
Figure 28 : Modèle paramétré du rachis.....	76
Figure 29 : Comportement de la régression multilinéaire: écarts entre les paramètres estimés et les valeurs vraies de ces paramètres.....	79
Figure 30 : Comportement de la régression multilinéaire: écarts entre les paramètres estimés et les valeurs vraies de ces paramètres en fonction du bruit (écart type σ) introduit sur les régresseurs.....	79

Figure 31 : Comportement de la régression PLS: écarts entre les paramètres estimés et les valeurs vraies de ces paramètres en fonction du bruit (écart type σ) introduit sur les régresseurs	80
Figure 32 : Comportement de la régression PLS (en trait continu) en comparaison avec la régression multilinéaire (en pointillés) pour un bruit gaussien avec un écart type σ de 2 mm.....	81
Figure 33 : Analyse des résidus sur les coordonnées des points 3D anatomiques à partir de régresseurs non bruités. Les dimensions des ellipsoïdes représentent les résidus (2 écart type) observées dans les 3 directions de l'espace. Les résultats sont similaires dans le cas de la régression multilinéaire et de la régression PLS.....	83
Figure 34 : Analyse des résidus sur les coordonnées des points 3D anatomiques à partir de régresseurs bruités (bruit gaussien $\sigma = 1$ mm). Les dimensions des ellipsoïdes représentent les résidus (2 écart type) observées dans les 3 directions de l'espace.....	83
Figure 35 : Diagramme de la méthode de reconstruction du rachis	86
Figure 36 : numérisation des descripteurs anatomiques du bassin.....	88
Figure 37 : L'identification de quelques descripteurs anatomiques (en blanc) permet l'estimation par inférences statistiques longitudinales des paramètres descripteurs du rachis (en noir).....	90
Figure 38 : A partir des 8 dimensions du corps vertébral (A) sont estimés les 28 points 3D anatomiques repartis sur le sur le corps vertébral (B), les pédicules, les facettes articulaires et les processus transverses et épineux (C et D). Remarque : le modèle 3D de vertèbre n'est pas encore reconstruits à cette étape et n'est présenté qu'à titre illustratif.....	90
Figure 39 : Les 28 points 3D anatomiques permettent de générer un modèle morpho-réaliste de vertèbre par la méthode du krigeage.....	91
Figure 40 : Rétroprojection dans les radiographies des contours du premier estimé du modèle 3D personnalisé.....	91
Figure 41 : L'ajustement de la position et de la dimension du plateau supérieur d'une vertèbre améliore la position et la dimension des plateaux des vertèbres sous- et sus-jacentes par inférences statistiques.....	93
Figure 42 : Implémentation de la méthode de reconstruction	94
Figure 43 : Illustration des concepts de fidélité, justesse et exactitude.....	95
Figure 44 : Repère vertébral et séquence d'angles Latérale-Sagittale-Axiale (Skalli et al. 1995).....	98
Figure 45 : Carte des distances montrant la répartition de l'intervalle de confiance à 95% sur les distances points-surface signées illustré sur une vertèbre L4.....	101
Figure 46 : Comparaison des formules utilisées dans la présente étude et dans les travaux de Dumas & Coll. (Dumas et al. 2008).....	108
Figure 47 : Contours extraits à partir des modèles surfaciques (vertèbre L3).....	118
Figure 48 : Spectre du système EOS à 70 kVp	120
Figure 49 : Coefficient d'atténuation massique en fonction de l'énergie du photon pour l'os cortical.....	121
Figure 50 : Principe de la radiographie simulée à partir de coupes CT-scan (d'après Penney & Coll. (Penney et al. 1998))	122
Figure 51 : sections dans le plan sagittal au milieu du corps vertébral (A-B) et régions anatomiques mesurées sur le mur antérieur, postérieur et sur les plateaux supérieurs et inférieurs (C) (Edwards et al. 2001)	124
Figure 52 : sections des pédicules mesurées par Kothe & Coll. (Kothe et al. 1996) (A) à partir de radiographies de sections découpées (B). Mesures des épaisseurs supérieures, inférieures, internes (coté du canal médullaire) et externes (C).	125
Figure 53 : Carte des épaisseurs d'os cortical pour l'os spongieux.....	126
Figure 54 : (A) repères ponctuels anatomiques utilisés pour distribuer les épaisseurs d'os cortical. (B) Carte des épaisseurs. (C) L'emphase sur le corps vertébral et les pédicules montre la différence d'épaisseur entre le côté interne et externe du pédicule. Le modèle montre également une épaisseur plus importante au niveau du mur antérieur. (D) Le modèle pseudo-volumique est formé par la surface externe de la vertèbre et une surface «interne» délimitant la frontière entre l'os cortical et spongieux.....	127
Figure 55 : (A) coupes CT-scan d'une vertèbre T7; (B) Seuillage permettant d'isoler les deux milieux correspondant à l'os cortical et à l'os spongieux.....	128
Figure 56 : Reconstruction 3D surfacique et modèle pseudo-volumique de T10 obtenus à partir de la radiographie biplane.	129
Figure 57 : Radiographie frontales et sagittales simulées à partir des coupes CT-scan originales (A) et segmentées en deux milieux (B).....	130
Figure 58 : Comparaison des radiographies réelles (A) et simulées (B). La soustraction des deux images (C) permet de mettre en évidence le signal résiduel dû aux approximations des radiographies simulées et à la présence de tissus mous à certains endroits (flèches).	131
Figure 59 : Adéquation entre les contours extraits de la radiographie réelle (A) et de la radiographie simulée générée partir du modèle pseudo-volumique de la vertèbre L3 (B). A titre de comparaison, les contours extraits à partir du modèle surfacique sont rappelés (C).....	133

Figure 60 : Diagramme décrivant la méthode de reconstruction du rachis utilisant des modèles paramétrés et des inférences statistiques dans une configuration avec ou sans algorithmes de recalage par traitement des images.....	139
Figure 61 : Diagramme de la méthode de recalage des corps vertébraux basée sur la segmentation.....	141
Figure 62 : Radiographie sagittale (B) simulée à partir de la région « corps vertébral » de la vertèbre (A) ; Traitement de la radiographie simulée (C)	142
Figure 63 : Recherche à partir des informations extraites de la radiographie simulée des épaisseurs d'os cortical traversées dans le modèle pseudo-volumique. Ces épaisseurs sont matérialisées par des points 3D auxquels sont associées les informations significatives extraites des radiographies.	143
Figure 64 : L'initialisation du modèle pré-personnalisé (A) permet de définir des fenêtres de recherche autour des plateaux et murs vertébraux (B). Des techniques de traitement des images permettent ensuite de segmenter ces entités dans la radiographie (C).....	144
Figure 65 : Représentation tridimensionnelle des segmentations extraites des radiographies par des droites de contraintes partant de la source vers chacun des pixels segmentés	144
Figure 66 : Appariement entre les points 3D du modèle pseudo-volumique (matérialisant les informations extraites des radiographies simulées) et les droites de contraintes définies à partir des segmentations des radiographies. L'appariement illustré est réalisé à partir des éléments extraits de la vue sagittale sur la région « plateau supérieur ».....	145
Figure 67 : Les pédicules sont facilement identifiables dans la radiographie frontale (B) alors qu'ils sont très peu visibles en vue de profil (A) (exemple sur une vertèbre T8)	147
Figure 68 : Diagramme de la méthode de recalage des pédicules basée sur des mesures de similarité	148
Figure 69 : Fenêtres de recherche associées aux pédicules. Les centres des pédicules du modèle pré-personnalisé (croix rouge) (A) peuvent se déplacer à l'intérieur de leur fenêtre de recherche associée (cercle rouge, B). Une grille de déplacement définit les translations autorisées pour le centre du pédicule (C).....	149
Figure 70 : Génération de la radiographie simulée et création d'une image contenant uniquement la région du pédicule	150
Figure 71 : Carte des similarités (pédicule gauche d'une vertèbre L3). La position initiale du centre du pédicule du modèle pré-personnalisé est illustrée par la croix rouge (radiographie simulée A). Cette initialisation permet de définir une zone de recherche (radiographie réelle B). La position recherchée est illustrée par la croix jaune. Le déplacement itératif du centre du pédicule à l'intérieur de la fenêtre de recherche permet de générer une carte des similarités (C). L'altitude $\bar{z}$ ainsi que la plage de couleurs indique la valeur de la similarité (coefficient de corrélation des gradients) et met en évidence un maximum au niveau de la position recherchée du pédicule.	152
Figure 72 : Seuillage des cartes de similarité pour isoler les maxima locaux	153
Figure 73 : Déplacement des pédicules par rapport à leur position initiale.....	153
Figure 74 : Le déplacement 3D du pédicule (rond rouge vers rond jaune) est défini à partir du déplacement 2D (croix rouge vers croix jaune) suivant l'axe $\bar{y}_1$ du repère local de la vertèbre. Ce déplacement entraîne une modification du barycentre des deux pédicules (carré rouge vers carré jaune). Or, le repère local de la vertèbre dépend de la position de ce barycentre. Ainsi, le déplacement du pédicule entraîne une rotation axiale de l'ensemble de la vertèbre qui amène le repère $(\bar{x}_1, \bar{y}_1)$ vers le repère $(\bar{x}_2, \bar{y}_2)$	155
Figure 75 : Pour chacun des 60 sujets, une reconstruction personnalisée de référence est construite à partir de la moyenne des reconstructions des 3 opérateurs. L'algorithme de recalage des pédicules est exécuté à partir des reconstructions pré-personnalisées. Ces reconstructions « Modèles pré-personnalisés + recalage » sont comparées aux reconstructions de référence correspondantes.....	156
Figure 76 : Illustration des intervalles de confiances sur la reproductibilité de position du centre des pédicules (croix rouge) pour les reconstructions personnalisées. 68% des centres de pédicules sont positionnés à l'intérieur du cercle vert, 95% à l'intérieur du cercle jaune et 99% à l'intérieur du cercle orange.....	157
Figure 77 : Histogramme des écarts à la référence pour le positionnement des pédicules avant et après le recalage par similarité	158
Figure 78 : repère anatomo-gravitaire ou repère patient (Stokes 1994)	189
Figure 79 : repère vertébral (Stokes 1994).....	190
Figure 80 : Radiographie sagittale (B) simulée à partir de la région « corps vertébral » de la vertèbre (A) ; Segmentation de la radiographie simulée (C).....	196
Figure 81 : Recherche à partir des informations extraites de la radiographie simulée des épaisseurs d'os cortical traversées dans le modèle pseudo-volumique. Ces épaisseurs sont matérialisées par des points 3D auxquels sont associées les informations 2D extraites.....	197
Figure 82 : Le modèle pré-personnalisé (A) permet de définir des fenêtres de recherche autour des plateaux et murs vertébraux (B).....	198
Figure 83 : L'initialisation du modèle 3D de rachis (A) permet d'extraire la courbe passant par les corps vertébraux (B) et de générer une radiographie du rachis virtuellement « redressé »	199

Figure 84 : Les fenêtres de recherche définies à partir de l'initialisation du modèle pré-personnalisé de rachis (A) permettent de segmenter les informations relatives aux plateaux et aux murs dans la radiographie du rachis « redressé » (B). Ces segmentations sont ensuite ré-estimées dans l'image radiographique originale (C).	200
Figure 85 : Représentation tridimensionnelle des segmentations extraites des radiographies par des droites de contraintes partant de la source vers chacun des pixels segmentés	200
Figure 86 : Appariement entre les points 3D du modèle pseudo-volumique (extrait à partir des informations significatives des radiographies simulées) et les droites de contraintes définies à partir des segmentations des radiographies. L'appariement illustré est réalisé à partir des éléments extraits des vues sagittales sur la région « plateau supérieur ».....	201

Index des tableaux

Tableau 1 : Tableau de synthèse des méthodes de reconstruction 3D « SCP » à partir de radiographies biplanes	42
Tableau 2 : Tableau de synthèse des méthodes de reconstruction 3D « NSCP » et « NSCC » à partir de radiographies biplanes	47
Tableau 3 : Tableau de synthèse des méthodes de reconstruction basées sur des modèles d'estimation à partir de radiographies biplanes	53
Tableau 4 : Tableau de synthèse des méthodes de reconstruction utilisant du traitement d'image à partir de radiographies biplanes	63
Tableau 5 : Caractéristiques des sujets inclus dans la base de données de rachis	73
Tableau 6 : Précision de forme : distances point-surface signées (mm) entre les modèles CT-scan et les reconstructions à partir de la radiographie bipiane	100
Tableau 7 : Intervalle de confiance à 95% ($2RMS_{SD}$) sur la reproductibilité de position et d'orientation des vertèbres en fonction de la catégorie des sujets (asymptomatiques, scolioses modérées ou sévères)	102
Tableau 8 : Intervalle de confiance à 95% ($2RMS_{SD}$) sur la reproductibilité de position (3D) et d'orientation des vertèbres en fonction du niveau vertébral et de la catégorie des sujets (asymptomatiques, scolioses modérées ou sévères) pour les reconstructions personnalisées	102
Tableau 9 : Valeurs moyennes [minimales • maximales] pour les paramètres cliniques associées à leurs intervalles de confiance à 95% pour la reproductibilité ($2RMS_{SD}$)	103
Tableau 10 : Temps de reconstruction moyen [min - max] pour la méthode de reconstruction	104
Tableau 11 : Comparaison de la précision de forme à la littérature pour les deux niveaux de reconstruction....	106
Tableau 12 : Comparaison de la reproductibilité de position et d'orientation pour les différents niveaux de reconstruction de la méthode proposée et pour la méthode de Dumas & Coll. (Dumas et al. 2008) ($2RMS_{SD}$ estimé par la formule proposée par les auteurs)	108
Tableau 13 : Synthèse des études de reproductibilité des paramètres cliniques mises en place au niveau du rachis et du bassin	110
Tableau 14 : Comparaison à la littérature pour l'intervalle de confiance à 95% ($2RMS_{SD}$) sur la reproductibilité des paramètres cliniques	112
Tableau 15 : Epaisseur d'os cortical du corps vertébral : moyenne des résultats obtenus par Edwards & Coll. (Edwards et al. 2001) pour chaque région (en mm)	124
Tableau 16 : Epaisseur d'os cortical du pédicule : moyenne des résultats obtenus par Kothe & Coll. pour chaque région (en mm)	125
Tableau 17 : Intervalle de confiance à 95% ($2RMS_{SD}$) sur la reproductibilité de position et d'orientation des vertèbres en fonction de la catégorie des sujets (asymptomatiques, scolioses modérées ou sévères)	160
Tableau 18 : Comparaison entre la reproductibilité de position obtenue à partir de la méthode sans traitement d'image et avec traitement d'image : Intervalle de confiance à 95% ($2RMS_{SD}$) sur la reproductibilité de position et d'orientation	161
Tableau 19 : Temps de reconstruction moyen pour la méthode de reconstruction	162
Tableau 20 : Comparaison de la reproductibilité de position et d'orientation obtenue à partir des reconstructions pré-personnalisées, des reconstructions personnalisées incluant du traitement d'image et à partir de la méthode de Dumas & Coll. (Dumas et al. 2008) ($2RMS_{SD}$ estimé par la formule proposée par les auteurs)	163
Tableau 21 : tableau de synthèse des études mesurant l'épaisseur d'os cortical dans le corps vertébral	194
Tableau 22 : tableau de synthèse des études mesurant l'épaisseur d'os cortical dans les pédicules	195

ANNEXES

Annexe 1 : Définition des repères anatomiques

Repère anatomo-gravitaire (repère patient)

Origine : Le centre du repère est le milieu du segment qui joint les deux sphères numérisées sur les cotyles.

Axes : L'axe $\bar{z}$ est l'axe $\bar{z}$ du repère cabine (vertical orienté vers le haut), un axe intermédiaire $\bar{y}'$ est prédéfini par la droite qui passe par les milieux des sphères numérisées sur les cotyles (Baudoin 2007) (orienté vers la gauche), l'axe $\bar{x}$ est calculé par le produit vectoriel $\bar{x} = \bar{y}' \wedge \bar{z}$ et enfin l'axe $\bar{y}$ est recalculé par le produit vectoriel $\bar{y} = \bar{z} \wedge \bar{x}$ pour former un trièdre orthonormé direct (les axes étant normalisés).

Référence bibliographique : (Stokes 1994; Baudoin 2007)

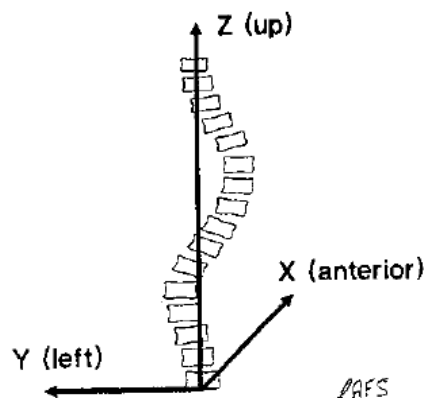


Figure 78 : repère anatomo-gravitaire ou repère patient (Stokes 1994)

Repère vertébral

Origine : Le centre du repère est le milieu du corps vertébral.

Axes : L'axe $\bar{z}$ est défini par la normale au plan médian aux deux plateaux supérieur et inférieur. On calcule un axe intermédiaire $\bar{y}'$ à partir du plan de symétrie droite-gauche de la vertèbre. L'axe $\bar{y}'$ est prédéfini par la normale à ce plan. L'axe $\bar{x}$ est calculé par le produit vectoriel $\bar{x} = \bar{y}' \wedge \bar{z}$ et enfin l'axe $\bar{y}$ est recalculé par le produit vectoriel $\bar{y} = \bar{z} \wedge \bar{x}$ pour former un trièdre orthonormé direct (les axes étant normalisés).

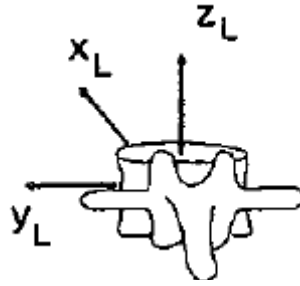


Figure 79 : repère vertébral (Stokes 1994)

Repère bassin

Origine : C'est le milieu du segment qui joint les deux sphères cotyle.

Axes : Un axe $\vec{y}'$ est prédéfini par la droite qui passe par les milieux des sphères numérisées sur les cotyles (orienté vers la gauche). A partir de la numérisation 2D du plateau sacré, on calcule une droite des moindres carrés. Un axe intermédiaire $\vec{z}_{SAG}$ est défini normal à cette droite (axe 2D dans le plan sagittal). Un axe intermédiaire $\vec{x}_{SAG}$ est calculé (également en 2D dans le plan sagittal) passant par le milieu des 2 sphères cotyles projeté en vue sagittale et le milieu du plateau sacré. Le produit vectoriel $\vec{x}_{SAG} \wedge \vec{y}_{SAG}$ nous donne la composante normale au plan sagittal du vecteur $\vec{z}$. Le vecteur $\vec{z}$ est ainsi entièrement défini par $\vec{z}_{SAG}$ et le produit vectoriel $\vec{x}_{SAG} \wedge \vec{y}_{SAG}$. Le vecteur $\vec{x}$ est défini par le produit vectoriel $\vec{x} = \vec{y}' \wedge \vec{z}$ et l'axe $\vec{y}$ est recalculé par le produit vectoriel $\vec{y} = \vec{z} \wedge \vec{x}$.

Référence bibliographique : (Baudoin 2007)

Annexe 2 : Estimation de la fidélité à partir d'une étude de reproductibilité

La fidélité est calculée à partir du « Root Mean Square of Standard Deviation », correspondant à la moyenne RMS (« Root Mean Square ») des écarts types (« Standard Deviation ») SD_j :

$$RMS_{SD} = \sqrt{\sum_{j=1}^m \frac{SD_j^2}{m}} = \sqrt{\sum_{j=1}^m \frac{\sum_{i=1}^{n_j} (x_{ij} - \bar{x}_j)^2}{n-1}}{m}$$

où m est le nombre d'échantillons, n est le nombre de mesures répétées par échantillon j , x_{ij} la $i^{ème}$ mesure pour l'échantillon j et $\bar{x}_j$ la moyenne de tous les x_{ij} pour l'échantillon j .

Cette approche permet d'estimer un intervalle de confiance à 95% sur la fidélité donné par $\pm 2RMS_{SD}$ (plus exactement $\pm 1.96 \times RMS_{SD}$).

Cette méthode d'évaluation est détaillée dans la publication de Gluer et al. (Gluer et al. 1995) et utilisée notamment pour évaluer des méthodes de reconstruction 3D par de nombreux auteurs (Chockalingam et al. 2002; Dumas et al. 2004; Adam et al. 2005; Dumas et al. 2008). Cette approche est également utilisée par certains auteurs en anthropométrie (Perini et al. 2005) qui évaluent la reproductibilité en calculant le « TEM » (technical Error of Measurement), équivalent au $2RMS_{SD}$.

La norme ISO 5725 (AFNOR 1994) recommande également l'utilisation de cette approche, notamment dans la deuxième section de la norme (ISO 5725-2).

Annexe 3 : Estimation de l'accord entre les opérateurs à partir d'une étude de reproductibilité

L'accord entre les opérateurs est calculé à partir du *CR* (Coefficient of Reproducibility). La méthode de calcul est décrite par Bland et Altman (Bland et al. 1986) et Hopkins et Coll. (Hopkins 2000). On calcule pour chaque échantillon les différences entre les paires d'opérateurs et on évalue SD_{diff} l'écart type de toutes ces différences. Un intervalle de confiance à 95% est donné par le *CR* avec $CR = \pm 2 \times SD_{diff}$ (plus précisément $\pm 1,96 \times D_{diff}$). Cette estimateur permet de prédire que 95% des différences entre deux mesures répétées sera inférieure ou égale à la valeur du *CR*.

Le lien entre le *CR* et le $2RMS_{SD}$ est direct et a été montré par plusieurs auteurs (Carman et al. 1990; Gluer et al. 1995) :

$$CR = \sqrt{2} \times 2RMS_{SD}$$

Cette approche est utilisée par certains auteurs pour l'évaluation de paramètres cliniques liés au rachis ou au bassin (Cheung et al. 2002; Champain et al. 2006; Gille et al. 2007).

Annexe 4 : Revue de littérature : mesures d'épaisseurs d'os cortical dans le corps vertébral

Le Tableau 21 recense cinq études dont l'objectif est la mesure de l'épaisseur de l'os cortical du corps vertébral (Silva et al. 1994; Ritzel et al. 1997; Edwards et al. 2001; Panjabi et al. 2001; Fazzalari et al. 2006).

Les auteurs s'accordent sur le fait que l'épaisseur du mur antérieur est significativement plus importante que celle du mur postérieur. En comparant des vertèbres de sujets asymptomatiques à des cas ostéoporotiques, Ritzel et Coll. montrent que l'ostéoporose entraîne une diminution de l'épaisseur d'os cortical.

En revanche, les résultats présentés montrent des différences, notamment entre les travaux d'Edwards et Coll., Fazzalari et Coll. et Panjabi et Coll. d'une part et les travaux de Ritzel et Coll. et Silva et Coll. d'autre part. Les auteurs ne proposent pas d'explication à ces différences et l'analyse comparative des études (notamment au niveau des caractéristiques des sujets) ne nous a pas permis de trouver une explication à ces différences. Les méthodes d'analyse et les échantillons de vertèbres utilisés (qui diffèrent d'une équipe à l'autre) pourraient être une piste d'explication.

Tableau 21 : tableau de synthèse des études mesurant l'épaisseur d'os cortical dans le corps vertébral

	Vertèbres	Sujets (âge, sexe)	Méthode	Régions	Résultats (mm)
Edwards 2001	83 vert. T1-T5-T9-L1- L5	20 rachis (11F – 9H) → 70 ans [49-82]	Sections découpées et photographiées scanner haute résolution 0.063 mm/pix	Murs Ant Murs Post Plat Sup Plat Inf	0,8 0,5 0,6 0,6
Panjabi 2001	22 vert. C3 → C7	6 rachis Age et sexe indisponibles	Radiographie de section de vertèbre découpée	Murs Ant Murs Post Plat Sup Plat Inf	0,6 0,5 0,6 0,6
Fazzalari 2006	160 vert. T12 → L5	27 rachis 19H → 57 ans [20-99] 8F → 66 ans [35-94]	Sections découpées et photographiées	Murs Ant Murs Post	0,5 0,4
Ritzel 1997	572 vert. saines 242 vert. ostéoporotiques C3 → L5	26 rachis sains (13H-13F) → 42 ans [17-90] 11 ostéoporotiques (F) → 77 ans [58-92]	Sections découpées et photographiées	Murs Ant Murs Post	0,25 – 0,35 0,2 – 0,3 (sujets sains)
Silva 1994	16 vert. L1	Sujets adultes: 4F → 47 ans [43-55] 4H → 50 ans [33-69] Sujets agés: 4 F → 86 ans [84-89] 4H → 81 ans [76-87]	Sections découpées et photographiées + CT-scan 0.3 mm/pix	Murs Ant Murs Post Plat Sup Plat Inf	0,45 0,2 0,3 0,4

Annexe 5 : Revue de littérature : mesures d'épaisseurs d'os cortical dans les pédicules

Le Tableau 21 recense quatre études dont l'objectif est la mesure de l'épaisseur de l'os cortical des pédicules (Kothe et al. 1996; Mitra et al. 2002; Datir et al. 2004; Liau et al. 2006)..

Ces études montrent des résultats assez similaires. L'épaisseur d'os cortical mesurée sur le côté interne du pédicule est toujours supérieure à celle mesurée sur la partie externe.

Tableau 22 : tableau de synthèse des études mesurant l'épaisseur d'os cortical dans les pédicules

	Vertèbres	Sujets (âge, sexe)	Méthode	Régions	Résultats (mm)
Kothe 1996	18 vert. T2, T6, T7, T10, T11	14 sujets → 57 ans [33-82] Ratio H/F = 2/3	In vitro Radiographies de sections découpées orthogonales à l'axe des pédicules	Int Ext Sup Inf	1,2 0,5 1,8 1,7
Liau 2006	3060 vert. T1 → T12	Malaisiens 90H → 47 ans [18-80] 90F → 44 ans [18-76]	In vivo Coupes CT-scan axiales Δ slices = 5mm	Int Ext	1,3 0,8
Datir 2004	216 vert. T1 → T12	18 sujets → Age : [30-74]	In vitro Coupes CT-scan axiales	Int Ext	1,2 1,0
Mitra 2002	100 vert. L1→L5	20 sujets → Age : [20-70]	In vitro Coupes CT-scan axiales 0.3 mm/pix.	Int Ext	1,2 0,8

Annexe 6 : Description détaillée de la méthode de recalage des corps vertébraux

Les trois principales étapes (traitement des radiographies simulées, segmentation des radiographies et processus d'appariement recalage) de cette méthode de recalage des corps vertébraux sont détaillées dans cette annexe.

1) Traitement des radiographies simulées

(a) Radiographies simulées

La reconstruction pré-personnalisée du rachis donne la première initialisation des modèles pseudo-volumiques de vertèbres. Les modèles pseudo-volumiques permettent de générer des radiographies simulées. Comme nous nous intéressons au recalage des corps vertébraux, les images sont simulées à partir de la région des modèles pseudo-volumiques correspondant au corps vertébral. (Figure 62A et B). A partir de ces radiographies simulées du corps vertébral, on cherche à extraire les informations pertinentes qui seront utilisées dans le processus de recalage.

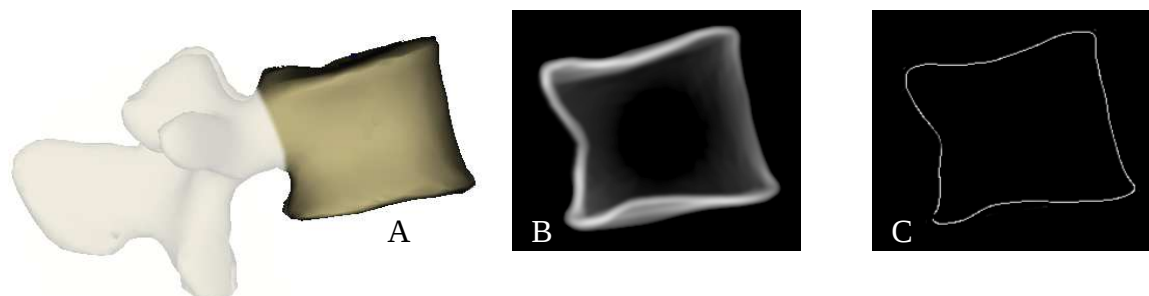


Figure 80 : Radiographie sagittale (B) simulée à partir de la région « corps vertébral » de la vertèbre (A) ; Segmentation de la radiographie simulée (C)

(b) Traitement

L'observation des images radiographiques (simulées et réelles) dans de nombreuses configurations a montré que l'essentiel de ces informations est contenue dans les crêtes de l'image. Tran et Coll. (Tran et al. 2003) définit la crête, de manière analogue à la définition de ce terme en géographie, comme « un chemin que l'on peut suivre à dos de montagne ». En traitement d'image, ce « chemin en altitude » correspond à un « chemin » de maxima d'intensité lumineuse dans les images.

L'extraction de ces crêtes est réalisée à partir de la matrice Hessienne de l'image (basée sur les dérivées secondes) qui permet d'identifier les maxima de courbures que l'on observe au sommet d'une crête (Gauch et al. 1993). Un algorithme de suppression des non-maxima permet ensuite d'identifier les crêtes les plus significatives (Figure 62C).

(c) Représentation tridimensionnelle

L'objectif est de nous ramener, à partir des informations 2D des radiographies simulées frontales et sagittales, à une problématique de recalage tridimensionnelle. Cela permettra d'assurer un processus d'appariement – recalage cohérent entre les informations provenant des deux radiographies biplanes.

Pour cela, on cherche à retrouver et à matérialiser les entités du modèle pseudo-volumique qui ont généré dans les radiographies simulées une information significative. Or, on remarque que ces informations, qui correspondent à des maxima locaux d'intensité, sont générées lorsqu'un rayon X simulé traverse une épaisseur importante d'os cortical. L'idée est alors de rechercher, pour chaque pixel identifié dans les radiographies simulées, les épaisseurs d'os cortical traversées (segments de droite) et de matérialiser ce pixel par un point 3D (barycentre du segment) (Figure 63). Cette représentation tridimensionnelle des informations 2D des radiographies simulées par des points 3D appartenant au modèle pseudo-volumique est nécessaire au processus d'appariement recalage qui sera décrit par la suite. Cet ensemble de points 3D matérialisent les régions anatomiques du modèle pseudo-volumique qui ont contribué à la génération d'informations significatives dans les images simulées.

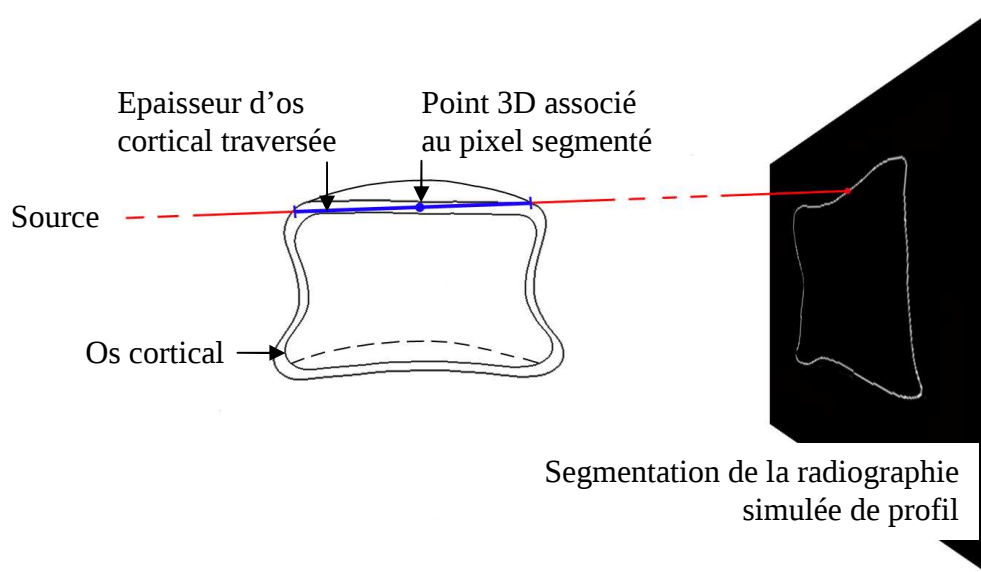


Figure 81 : Recherche à partir des informations extraites de la radiographie simulée des épaisseurs d'os cortical traversées dans le modèle pseudo-volumique. Ces épaisseurs sont matérialisées par des points 3D auxquels sont associées les informations 2D extraites.

2) Segmentation des radiographies

Les radiographies de sujets in vivo contiennent beaucoup d'informations. La superposition des structures osseuses et des tissus mous génèrent de nombreux contours. Par conséquent, il est souvent compliqué de distinguer, dans une approche automatique, les informations que nous cherchons à segmenter de celles qui ne nous intéressent pas.

L'approche que nous proposons utilise des algorithmes de traitements innovants s'appuyant notamment sur une image d'un rachis virtuellement « redressé ». Cette segmentation sera réalisée dans des fenêtres de recherche réduites afin de mieux cibler les informations d'intérêt.

(a) Fenêtres de recherche

Nous nous sommes appuyés sur les reconstructions effectuées pour évaluer la reproductibilité de la méthode de reconstruction (60 sujets reconstruits par trois opérateurs). Nous avons comparé les reconstructions pré-personnalisées des opérateurs à leurs reconstructions personnalisées afin de retrouver les ajustements réalisés au niveau des corps vertébraux. Ainsi, des fenêtres de recherche ont pu être définies autour des plateaux et murs vertébraux afin de mieux cibler les segmentations (Figure 82A et B).

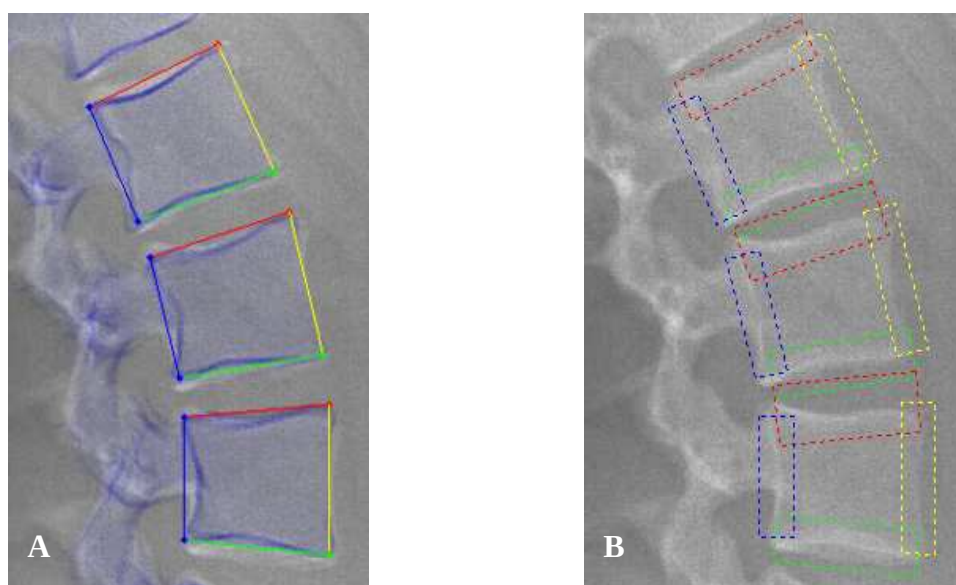


Figure 82 : Le modèle pré-personnalisé (A) permet de définir des fenêtres de recherche autour des plateaux et murs vertébraux (B).

(b) Radiographies du rachis « redressé »

L'objectif est d'extraire à partir des radiographies frontales et sagittales les informations relatives aux plateaux et aux murs vertébraux. Les opérateurs de traitement

d'image utilisés sont très efficaces pour segmenter des structures horizontales ou verticales. Or, les courbures rachidiennes que l'on observe en vue sagittales et/ou frontales pour des sujets scoliotiques montrent des plateaux et des murs parfois très inclinés. C'est pourquoi une méthode innovante a été développée pour transformer l'image radiographique originale en une image d'un rachis virtuellement « redressé ». Cette méthode s'appuie sur la courbe passant par les barycentres des corps vertébraux (Figure 83A et B). On remarque en effet que les plateaux sont orthogonaux à cette courbe et que les murs sont orientés selon la tangente. La transformation de l'image radiographique originale en une image d'un rachis « redressé » (Figure 83C) permet ainsi d'orienter les plateaux selon l'horizontale et les murs selon la verticale, pour faciliter l'opération de segmentation.

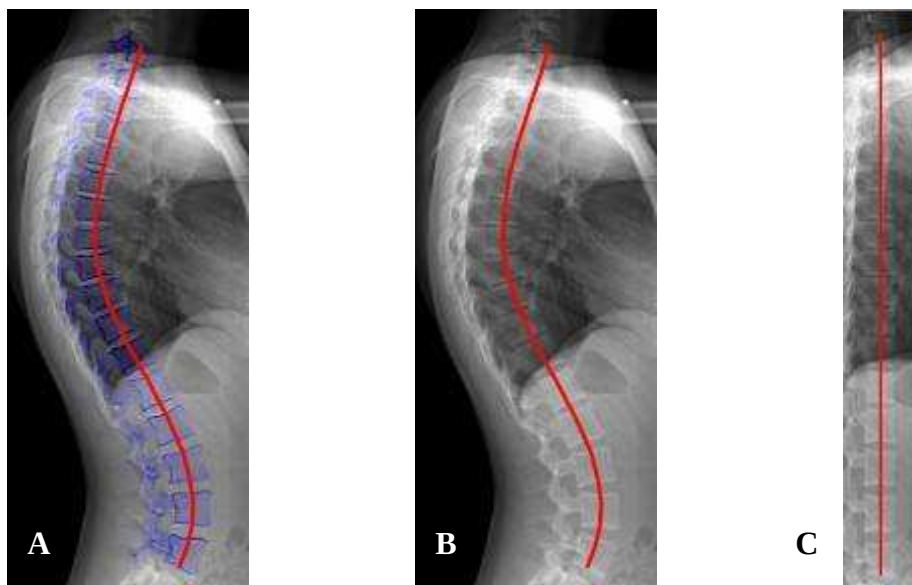


Figure 83 : L'initialisation du modèle 3D de rachis (A) permet d'extraire la courbe passant par les corps vertébraux (B) et de générer une radiographie du rachis virtuellement « redressé »

(c) Segmentation

La segmentation est réalisée à l'intérieur des fenêtres de recherche définies à partir de l'initialisation du modèle pré-personnalisé de rachis (Figure 84A). Ces fenêtres sont alors transformées pour être définies dans les radiographies du rachis virtuellement « redressé ». L'opération de segmentation est assez similaire à la segmentation effectuée à partir des radiographies simulées. L'idée est en effet d'en extraire les mêmes éléments. On utilise donc une extraction des crêtes à partir de la matrice Hessienne et un algorithme de suppression des non-maxima pour identifier les éléments les plus significatifs (Figure 84C). On applique ensuite la transformation inverse à celle qui avait permis le passage de l'image originale à

l'image du rachis « redressé » pour retrouver les segmentations dans l'espace de l'image originale (Figure 84D).

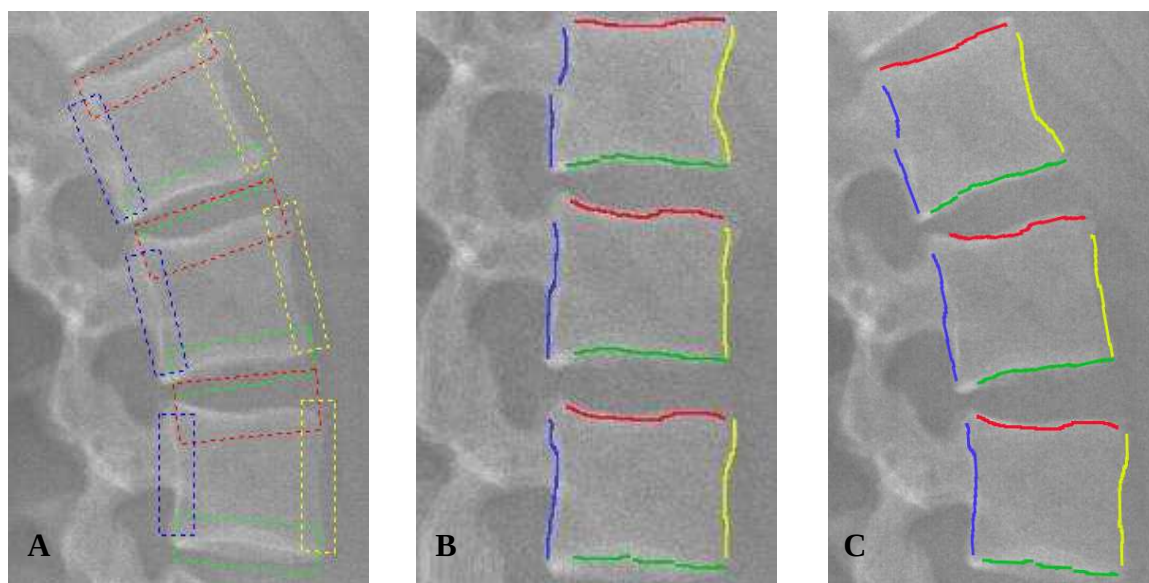


Figure 84 : Les fenêtres de recherche définies à partir de l'initialisation du modèle pré-personnalisé de rachis (A) permettent de segmenter les informations relatives aux plateaux et aux murs dans la radiographie du rachis « redressé » (B). Ces segmentations sont ensuite ré-estimées dans l'image radiographique originale (C).

(d) Représentation tridimensionnelle des segmentations

Les informations extraites des radiographies simulées sont matérialisées par des points 3D appartenant aux modèles pseudo-volumiques. Dans le cas des segmentations 2D des radiographies réelles frontales et sagittales, les éléments segmentés seront représentés par des droites de contraintes partant de la source vers chacun des pixels segmentés (Figure 85). Ce sont ces entités tridimensionnelles qui seront utilisées dans le processus d'appariement – recalage.

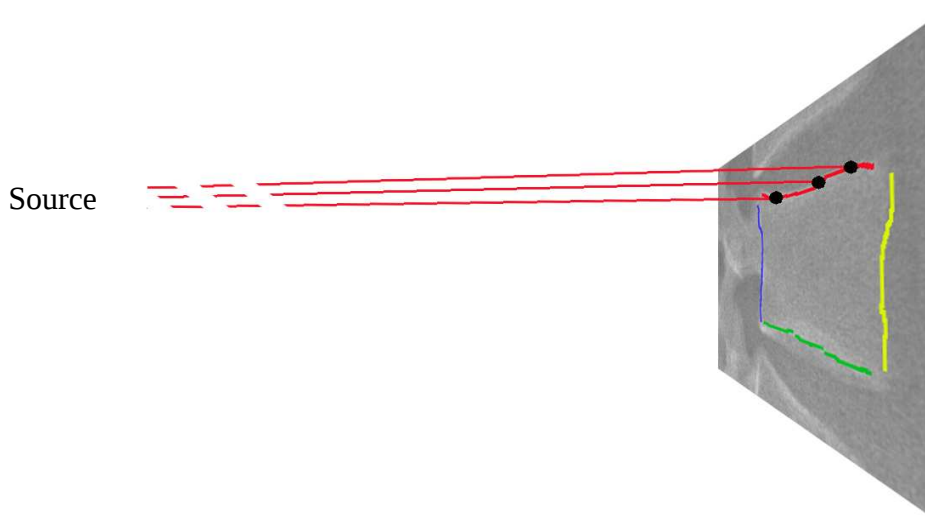


Figure 85 : Représentation tridimensionnelle des segmentations extraites des radiographies par des droites de contraintes partant de la source vers chacun des pixels segmentés

3) Processus d'appariement - recalage

La processus d'appariement – recalage s'appuie sur une méthode de type ICP (Iterative Closest Point) (Besl et al. 1992). Cette méthode est dite « itérative » car les étapes [appariement – recalage] sont itérées jusqu'à la satisfaction d'un critère de convergence.

(a) Appariement

L'objectif est de réaliser une association entre les informations extraites des radiographies simulées et les segmentations des radiographies réelles. Plus exactement, on cherche à mettre en correspondance les points 3D estimés sur les modèles pseudo-volumiques avec les droites de contraintes issues des segmentations des radiographies. Cette association s'appuie sur la recherche, pour chaque point 3D, de la droite de contrainte la plus proche. Ce critère de distance [point 3D – droite] est calculé dans un plan orthogonal à la droite de contrainte considérée (Figure 86).

Les segmentations des radiographies étant parfois très bruitées, il est nécessaire d'introduire de la robustesse dans ce processus. Un appariement robuste est ainsi réalisé à partir de M-estimateurs qui permettent une pondération de chaque mise en correspondance [point 3D – droite] en fonction de la « vraisemblance » de l'association. Finalement, cet appariement permet de calculer une fonction de coût, fonction que l'on va chercher à minimiser en calculant la transformation géométrique du modèle.

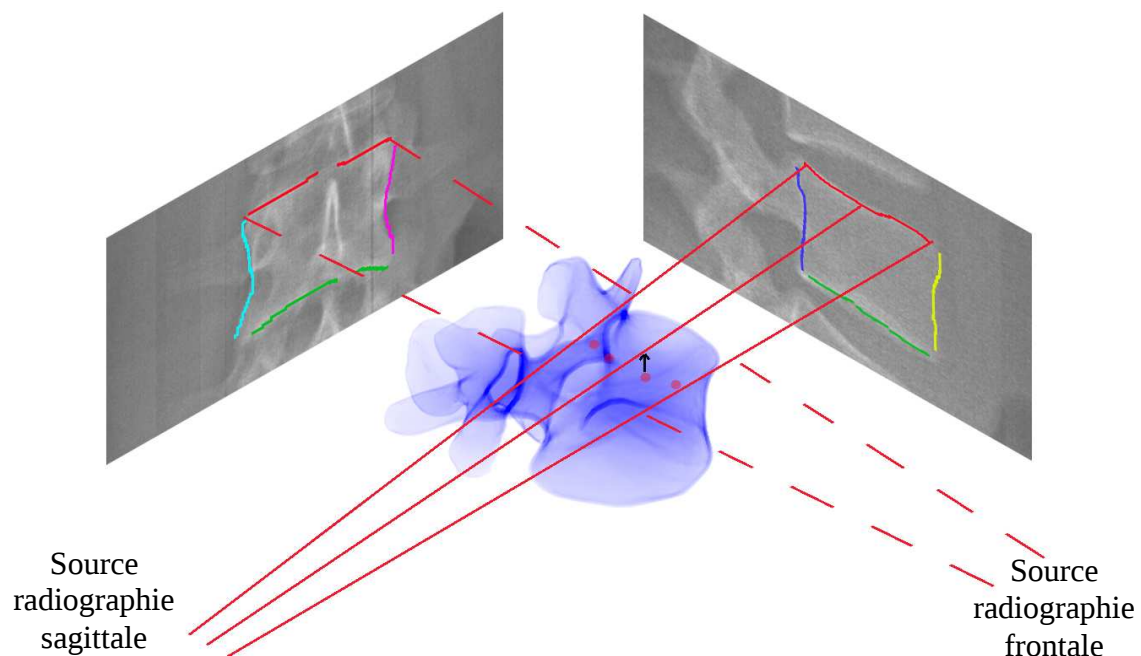


Figure 86 : Appariement entre les points 3D du modèle pseudo-volumique (extrait à partir des informations significatives des radiographies simulées) et les droites de contraintes définies à partir des segmentations des radiographies. L'appariement illustré est réalisé à partir des éléments extraits des vues sagittales sur la région « plateau supérieur ».

(b) Recalage

A partir des appariements réalisés, le recalage s'effectue en deux temps. On réalise un premier recalage affine (transformation rigide et mise à l'échelle) de l'ensemble du corps vertébral. La transformation affine calculée est appliquée aux points 3D anatomiques du corps vertébral (Figure 38 en page 90).

Puis un recalage « par partie » permet une transformation rigide (position – orientation) de chaque région du corps vertébral (plateaux supérieurs et inférieurs, murs gauche, droit, antérieur et postérieur), chaque « partie » étant recalée d'une manière indépendante. Ce recalage rigide par partie équivaut à une déformation quasi-élastique du corps vertébral, tout en gardant une certaine rigidité dans ses éléments constitutifs.

Ce processus « appariement – recalage » est itéré jusqu'à satisfaction d'un critère de convergence basé sur l'amplitude des composantes de la transformation.

CONTRIBUTION A L'AUTOMATISATION DU TRAITEMENT DES RADIOGRAPHIES DU SYSTÈME OSTÉOARTICULAIRE POUR LA MODÉLISATION GÉOMÉTRIQUE ET L'ANALYSE CLINIQUE

Pour comprendre et diagnostiquer des pathologies telles que la scoliose qui affectent l'organisation spatiale de notre squelette, il est essentiel d'aborder ces problématiques en trois dimensions. Dans le cadre de leur collaboration franco-canadienne, le *Laboratoire de Biomécanique* et le *Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie* ont développé des méthodes de reconstruction 3D du squelette à partir de radiographies biplanes, notamment à partir du système de radiographie base dose EOS (*Biospace Med*, Paris). Ces techniques permettent une analyse clinique globale du patient, en position debout et avec très peu d'irradiations. Néanmoins, le temps de reconstruction reste contraignant pour une utilisation en routine clinique.

L'objectif de cette thèse est donc de progresser dans l'automatisation des méthodes de reconstruction 3D à partir de radiographies biplanes. Les méthodes développées seront appliquées au rachis thoracique et lombaire, dans le contexte spécifique de l'étude de la scoliose.

Une méthode de reconstruction s'appuyant sur une description paramétrée du rachis et sur des inférences statistiques longitudinales et transversales a été proposée et évaluée. Cette méthode permet, à partir de la saisie opérateur de quelques repères anatomiques dans les radiographies, d'obtenir très rapidement (2min 30s) une reconstruction 3D pré-personnalisée du rachis ainsi que des paramètres cliniques dédiés au diagnostic de la scoliose. Une reconstruction 3D plus précise peut être obtenue en un temps relativement réduit (10min) à partir d'ajustement opérateurs du modèle, qui s'auto-améliore par inférences au fur et à mesure des retouches.

Afin de poursuivre la semi-automatisation de cette méthode, des techniques de recalage 2D/3D par traitement d'image, basées sur la segmentation des radiographies mais également sur des mesures de similarités entre des radiographies simulées et les clichés réels ont été proposées. Ces algorithmes s'appuient sur des modèles pseudo-volumiques de vertèbres, plus réalistes que les modèles surfaciques couramment utilisés. Les techniques de recalage ont été intégrées dans le protocole de reconstruction utilisant une description paramétrée du rachis et des inférences, pour proposer et évaluer une nouvelle méthode de reconstruction.

Ce travail de thèse ouvre des perspectives concrètes en termes d'utilisation de telles méthodes en routine clinique et permet de poser des bases importantes pour automatiser les méthodes de reconstruction 3D à partir de radiographies biplanes de l'ensemble du squelette.

Mots clés: Radiographies biplanes, rachis, scoliose, reconstruction 3D, modèle paramétré, inférences transversales et longitudinales, modèle pseudo-volumique, recalage 2D/3D, traitement d'image

SEMI-AUTOMATION OF SKELETON X-RAYS PROCESSING FOR GEOMETRICAL MODELLING AND CLINICAL ANALYSIS

Study and diagnosis of skeleton deformities such as scoliosis require a three-dimensional approach allowing bones' position and geometry analysis. The *Laboratoire de Biomécanique* (Paris, France) and the *Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie* (Montréal, Canada) have developed 3D reconstruction methods of skeleton from biplanar X-rays, especially from the low dose imaging device EOS (*Biospace med*, Paris, France). These methods allow a global 3D analysis of the patient, in standing position with a low radiation dose. However the reconstruction time remains too important for a routine clinical use.

The purpose of this Ph.D. thesis is to progress in automation of 3D reconstruction methods from biplanar X-rays. The proposed approaches will be applied to thoracic and lumbar spine for scoliosis study and diagnosis.

A reconstruction method based on parametric models relying on longitudinal and transversal statistical inferences was proposed and evaluated. This method gives very quickly (2min 30s), from a few identifications of anatomical landmarks in the X-rays, a first estimate of the subject-specific model of the spine with clinical measurements dedicated to scoliosis diagnosis. If necessary, a more accurate 3D subject-specific model may be obtained in a reduced reconstruction time (10min) from operator adjustments of the model which auto-improves as soon as the model is corrected.

To go further into automation, 2D/3D registration methods using image processing were proposed. Both segmentation based and intensity based algorithms (similarity between digitally reconstructed radiographs and the X-rays) were developed. These approaches rely on pseudo-volumic models which are more realistic than commonly-used models based on surfaces. The registration methods were integrated into the reconstruction process based on parametric models and inferences to propose and evaluate a new reconstruction method.

This Ph.D. thesis led to the development of fast and efficient methods for a routine clinical use and provides important bases for automation of reconstruction methods from biplanar X-rays of the whole skeleton.

Keywords: Biplanar X-rays, spine, scoliosis, 3D reconstruction, parametric model, transversal and longitudinal inferences, pseudo-volumic model, 2D/3D registration, image processing