

PARTIE 1 : CONTEXTE ET ANALYSE BIBLIOGRAPHIQUE.....	1
CHAPITRE 1 : RECONSTRUCTION 3D PAR COUPES SERIEES.....	2
1 La tomodensitométrie (ou scanner ou CT-scan).....	2
1.1 Principe.....	2
1.2 Avantages et limites.....	3
2 L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM).....	3
2.1 Principe.....	3
2.2 Avantages et limites.....	4
3 Reconstruction 3D.....	4
3.1 Méthodes manuelles.....	5
3.2 Méthodes semi-automatiques et automatiques.....	5
(1) Méthodes utilisant la propagation des contours.....	5
(2) Méthodes s'appuyant sur la définition d'un volume d'intérêt réduit.....	6
(3) Méthodes s'appuyant sur des modèles.....	6
(4) Reconstruction 3D de plusieurs structures.....	6
4 Conclusion intermédiaire.....	7
CHAPITRE 2 : LA RADIOGRAPHIE BIPLAN.....	7
1 Principe général.....	7
2 Acquisition de radiographies biplans à partir de systèmes conventionnels et calibration...8	
3 Le système EOS.....	8
Conclusion intermédiaire.....	9
4 Méthodes de reconstruction 3D à partir de la radiographie biplan.....	9
4.1 Méthode de reconstruction 3D « SCP ».....	9
4.1.1 Description des méthodes.....	9
4.1.2 Evaluation des méthodes.....	10

4.1.3 Conclusion intermédiaire.....	11
4.2 Méthode de reconstruction 3D « NSCP » et « NSCC ».....	11
4.2.1 Description des méthodes.....	11
4.2.2 Evaluation des méthodes.....	13
4.2.3 Conclusion intermédiaire.....	13
4.3 Méthodes de reconstruction 3D semi-automatiques s'appuyant sur des modèles paramétrés et des techniques d'estimation.....	14
4.3.1 Principe général.....	14
4.3.2 Description des méthodes.....	14
(1) Modèle paramétré.....	14
(2) Initialisation des modèles paramétrés.....	15
(3) Ajustement des modèles paramétrés pré-personnalisés.....	16
4.3.3 Evaluation des méthodes.....	16
4.3.4 Conclusion intermédiaire.....	17
4.4 Méthodes de reconstruction 3D s'appuyant sur des algorithmes de traitement d'image	18
4.4.1 Principe général.....	18
4.4.2 Description des méthodes.....	18
(1) Modèles déformables par analyse en composante principale.....	18
(2) Initialisation des modèles.....	20
(3) Recalage par traitement d'image.....	20
4.4.3 Evaluation des méthodes.....	23
(1) Méthodes s'appuyant sur la segmentation des radiographies.....	23
4.4.4 Conclusion intermédiaire.....	24
CHAPITRE 3 : METHODES DE RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLES.....	25
1 Méthodes de reconstruction 3D à partir de coupes sériées.....	25

2 Méthodes de reconstruction 3D à partir de la radiographie biplane.....	26
2.1 Méthode basée sur la reconstruction 3D « SCP ».....	26
2.2 Méthode basée sur la reconstruction 3D « NSCP ».....	26
2.3 Méthode basée sur la reconstruction 3D « NSCC ».....	27
2.4 Méthodes basées sur des modèles déformables par analyse en composante principale	28
2.5 Autres méthodes de reconstruction du fémur et du tibia.....	29
2.5.1 Méthode de Messmer (2001).....	29
2.5.2 Méthode de Sato (2004).....	29
2.5.3 Méthode de Lee (2008).....	29
2.5.4 Méthode de Dong (2009) et Zheng (2007).....	30
2.6 Méthodes de reconstruction 3D basées sur des modèles paramétriques.....	30
2.7 Conclusion.....	32
CHAPITRE I : RECONSTRUCTION 3D DU RACHIS A PARTIR DE MODELES PARAMETRES ET	
D'INFERENCES STATISTIQUES LONGITUDINALES ET TRANSVERSALES.....	35
1 Principe général de la méthode.....	35
2 Constitution de la base de données.....	35
2.1 Base de données de vertèbres.....	35
2.2 Base de données de rachis.....	35
3 Modèles paramétrés.....	36
3.1 Introduction.....	36
3.2 Modèle paramétré de vertèbre.....	37
4 Inférences statistiques longitudinales et transversales.....	39
4.1 Principes mathématiques.....	39
4.1.1 Régression multilinéaire.....	39
4.1.2 Régression des moindres carrés partiels (PLS).....	39

4.2.2 Régression des moindres carrés partiels (PLS).....	42
4.2.3 Conclusion.....	42
4.3 Inférences statistiques transversales.....	43
4.3.1 Méthode et évaluation.....	43
4.3.2 Résultats et discussion.....	43
4.3.3 Conclusion.....	44
5 Matériel & Méthodes.....	44
5.1 Méthode de reconstruction.....	44
5.1.1 Principe général.....	44
5.1.2 Paramètres cliniques.....	44
5.2 Description détaillée de la méthode de reconstruction.....	44
5.2.1 Etape préliminaire : numérisation des descripteurs du bassin.....	44
5.2.2 niveau 1 : Modèle paramétré pré-personnalisé.....	45
5.2.3: Modèle paramétré personnalisé.....	45
5.2.4 Implémentation.....	45
5.3 Evaluation de la méthode.....	46
5.3.1 Principes statistiques : fidélité, justesse et exactitude.....	46
5.3.2 Précision de forme (AFNOR).....	46
6 Résultats.....	47
6.1 Précision de forme.....	47
6.2 Reproductibilité de position.....	47
6.3 Reproductibilité des paramètres cliniques.....	49
6.4 Temps de reconstruction.....	49
7 Discussion.....	50
7.1 Précision de forme.....	50
7.2 Reproductibilité de position.....	50

7.2.1 Intérêt de l'étude de reproductibilité.....	50
7.2.2 Reproductibilité de position.....	51
7.2.3 Comparaison à la littérature.....	51
7.3 Reproductibilité des paramètres cliniques.....	51
7.4 Temps de reconstruction.....	52
8 Conclusion.....	52
CHAPITRE 5 : MODELISATION PSEUDO-VOLUMIQUE DES VERTEBRES.....	53
1 Contexte.....	53
1.1 Limites des modèles surfaciques.....	53
1.2 Introduction des modèles pseudo-volumiques.....	53
2 Radiographie simulée.....	53
2.1 L'atténuation des rayons X.....	53
2.2 Génération d'une radiographie simulée.....	54
3 Matériels & Méthodes.....	55
3.1 Principe du modèle pseudo-volumique.....	55
3.2 Création des modèles pseudo-volumiques.....	55
3.2.1 Surface externe.....	55
3.2.2 Epaisseurs d'os cortical.....	55
3.2.3 Création du modèle.....	55
3.3 Evaluation du modèle pseudo-volumique.....	56
3.2.1 Vérification des hypothèses de modélisation.....	56
3.2.2 Evaluation des radiographies simulées.....	57
3.2.3 Temps de génération des radiographies simulées.....	57
4 Résultats.....	57
4.1 Vérification des hypothèses de modélisation.....	57
4.2 Evaluation des radiographies simulées.....	57

4.3 Temps de génération des radiographies simulées.....	58
5 Discussion.....	58
5.1 Création du modèle.....	58
5.2 Evaluation du modèle.....	58
5.2.1 Vérification des hypothèses de modélisation.....	58
5.2.2 Evaluation des radiographies simulées.....	58
5.2.3 Temps de génération des radiographies simulées.....	58
6 Conclusion.....	58
CHAPITRE 6 : RECONSTRUCTION 3D DU RACHIS A PARTIR D'UN MODELE PARAMETRE, D'INFERENCES STATISTIQUES ET DE RECALAGE PAR TRAITEMENT D'IMAGE.....	59
1 Introduction.....	59
2 Intégration des recalages par traitement d'image dans la méthode de reconstruction.....	59
3 Recalage des corps vertébraux à partir de la segmentation des radiographies.....	59
3.1 Principes de la méthode.....	59
3.2 Traitement des radiographies simulées à partir des modèles pseudo-volumiques....	60
3.3 Segmentation des radiographies.....	60
3.4 Processus d'appariement - recalage.....	60
3.5 Conclusion intermédiaire.....	61
4 Recalage des pédicules en utilisant des mesures de similarité.....	61
4.1 Matériel & Méthodes.....	61
4.2.1 Principe de la méthode.....	61
4.2.2 Fenêtre de recherche et grille de déplacement.....	62
4.2.3 Déplacement du pédicule.....	62
4.2.4 Mesure de similarité.....	63
4.2.5 Carte des similarités.....	63
4.2.6 Optimisation.....	63

4.2.7 Déplacement 3D du pédicule.....	63
4.2 Résultats et discussion.....	64
4.3 Conclusion intermédiaire.....	64
5 Evaluation de la méthode.....	64
5.1 Protocole de reconstruction (étape 2.1).....	64
5.2 Reproductibilité de position et temps de reconstruction.....	64
5.2.1 Patients, analyses radiographiques et opérateurs.....	64
5.2.2 Evaluation de la position.....	65
5.2.3 Temps de reconstruction.....	65
6 Résultats.....	65
6.1 Reproductibilité de position.....	65
6.2 Temps de reconstruction.....	65
7 Discussion.....	65
7.1 Reproductibilité de position.....	65
7.2 Temps de reconstruction.....	65
8 Conclusion.....	65

PARTIE 1 : CONTEXTE ET ANALYSE BIBLIOGRAPHIQUE

CHAPITRE I : RECONSTRUCTION 3D

PAR COUPES SÉRIÉES

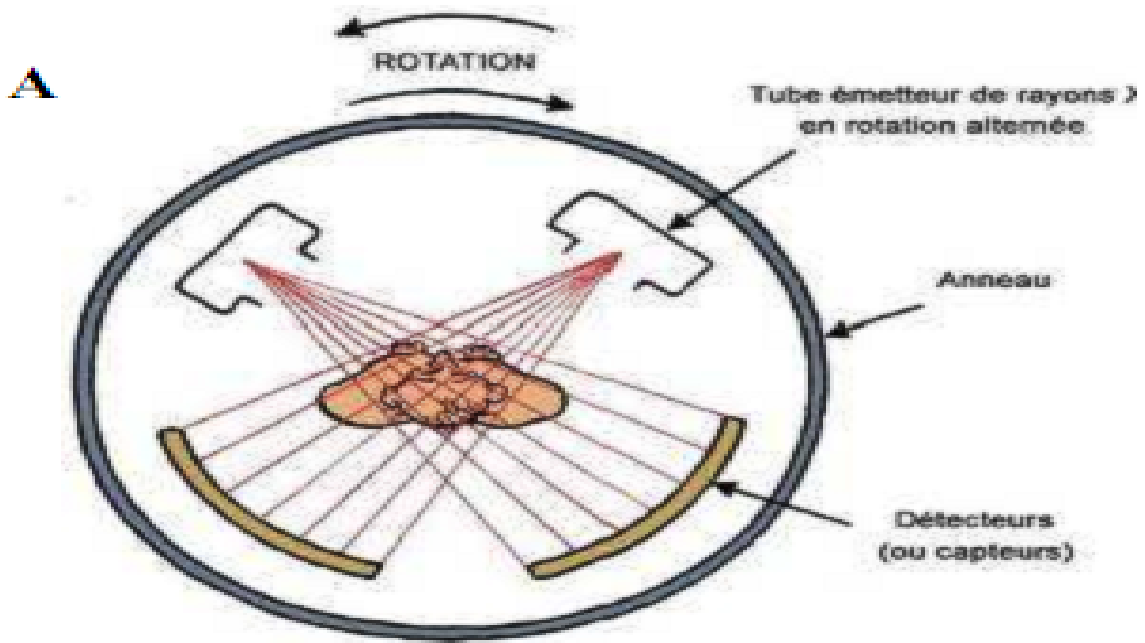
Le corps humain peut être exploré par des techniques d'imageries médicales à l'aide des appareils se basant sur des méthodes de reconstruction. Les techniques d'imagerie

par coupes sériées sont très répandues en clinique, notamment grâce à l'expansion des CT-scan et des IRM. Nous parlerons des avantages et des limites de ces modalités d'imagerie et nous décrirons les méthodes d'obtention d'une reconstruction 3D à partir de coupes sériées.

1 La tomodensitométrie (ou scanner ou CT-scan)

1.1 Principe

Le CT-scan permet d'avoir des données volumiques à partir de l'acquisition de coupes successives. On fait une diffraction des rayons X, ce qui permet d'avoir des coupes sériées. La source de ces rayons, ainsi que les détecteurs, tournent autour du patient qui se trouve en position allongée (Figure 1A). 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 1B). 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 scanners hélicoïdaux et multi-barrettes permettent l'acquisition d'images haute résolution avec une extrême rapidité d'ordre de quelques secondes.



B

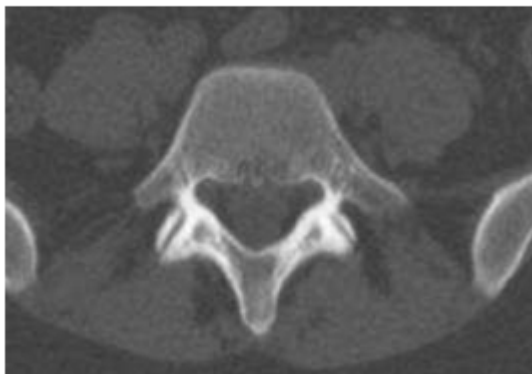


Figure 1 : (A) Principe du CT-Scan¹

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.

¹ Bernard Nicolas - Éditions PEMF, BT2 « L'imagerie médicale »

Tout d'abord, la dose d'irradiation pour le patient est très importante. Une récente étude² a montré que la dose d'irradiation dans des conditions cliniques 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.³ 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.

² Huda 2007

³ Yazici et al. 2001



Figure 2 : 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 permet d'acquérir 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 se basent sur une position unique notamment la position couchée du patient, 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 problématique⁴.

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, ...).

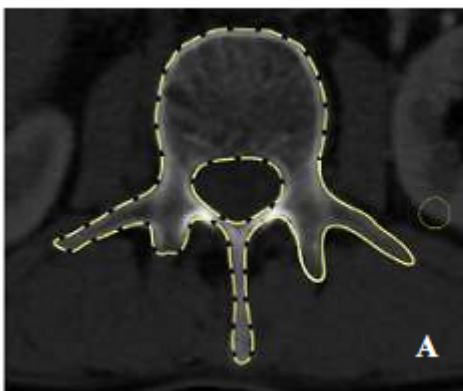
⁴ Gilbert et al. 2006

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 3A). 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 »⁵. 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 3B.



⁵ Lorensen et al. 1987

Figure 3 : Segmentation manuelle d'une vertèbre à partir d'une coupe CT-scan (A) et reconstruction 3D par l'algorithme des « marching cubes » (B) d'après le logiciel Slice Omatic.⁶

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 visant 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'agissent de propager des contours dans les coupes successives.

La numérisation du contour d'intérêt dans une ou plusieurs coupes est recommandée à l'opérateur. A partir de cette initialisation manuelle, des techniques de traitement d'image entre les coupes adjacentes permettent ensuite de segmenter automatiquement l'ensemble des coupes non traitées par l'opérateur. Pour la segmentation des différents organes de l'abdomen à partir des coupes CT-scan(cœur,poumons,rein...),Huang & Coll.⁷ont proposé une évaluation très préliminaire de ce type d'approche.

(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.⁸ 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

⁶ TomoVision, Montréal, Canada

⁷ Huang et al. 2006

⁸ Dieudonne et al. 2007

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 recalculer 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 4A). 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 4B). Enfin, un algorithme de traitement d'image est utilisé pour segmenter l'enveloppe de chacune des côtes (Figure 4C). 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).

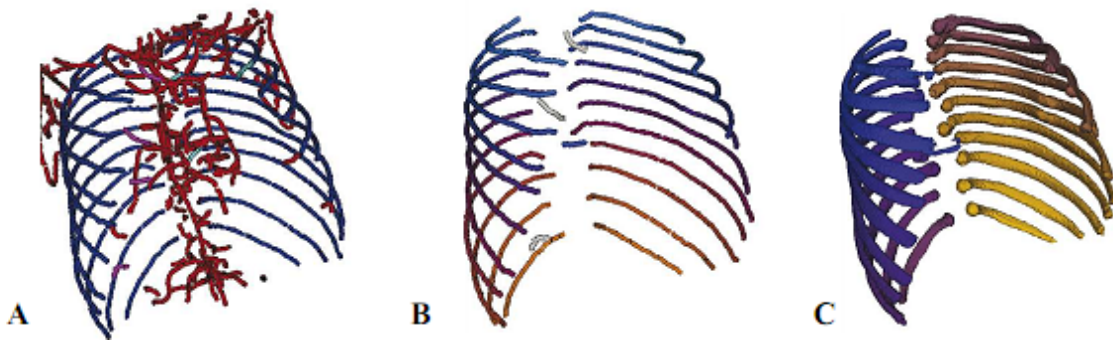


Figure 4 : (A) primitives anatomiques susceptibles de matérialiser une côte, (B) primitives anatomiques labélisées et (C) côtes segmentées

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 biplan ont été développées. En effet, de faibles doses d'irradiation sont émises au patient en position debout à partir d'uniquement deux clichés radiographiques, une modélisation tridimensionnelle du squelette est ainsi obtenue. Nous présenterons dans un premier temps les différents moyens d'imagerie permettant d'obtenir les deux radiographies bipans.

CHAPITRE 2 : LA RADIOGRAPHIE

BIPLAN

1 Principe général

La radiographie biplan (ou stéréoradiographie) s'appuie sur l'acquisition de deux radiographies avec des angles d'incidence différents. On utilise ainsi deux projections bidimensionnelles pour reconstruire en trois dimensions des points anatomiques par une méthode de triangulation (Figure 5).

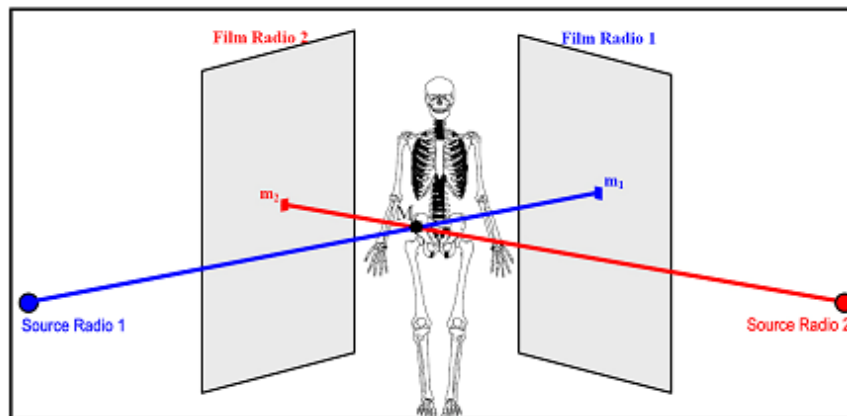


Figure 5 : Principe général de la reconstruction tridimensionnelle à partir de la radiographie biplane

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

Les systèmes de radiographie conventionnels peuvent être utilisés pour obtenir 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 DLT⁹s'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 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 Biomécanique¹⁰, le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie¹¹, l'hôpital Saint-Vincent de Paul¹² et la société Biospace Med.

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. Charpak¹³ 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.

⁹ « Direct Linear Transformation » Abdel-Aziz et al. 1971

¹⁰ LBM, ENSAM-CNRS, Paris, France

¹¹ LIO, ÉTS-CRCHUM, Montréal, Canada

¹² Paris, France

¹³ Prix Nobel de Physique en 1992

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

Conclusion intermédiaire

Après avoir introduit différentes modalités d'imagerie permettant d'obtenir des radiographies biplans 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 biplan

4.1 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.

4.1.1 Description des méthodes

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

Ainsi, deux radiographies biplans (face et profil) ont été proposées pour étudier les mobilités du rachis lombaires (Stokes et al. 1981; Percy 1985). Ces approches s'appuient sur l'identification de quelques repères anatomiques (de 6 à 9 points SCP par vertèbres, Figure 6) reconstruits en 3D par l'algorithme DLT.

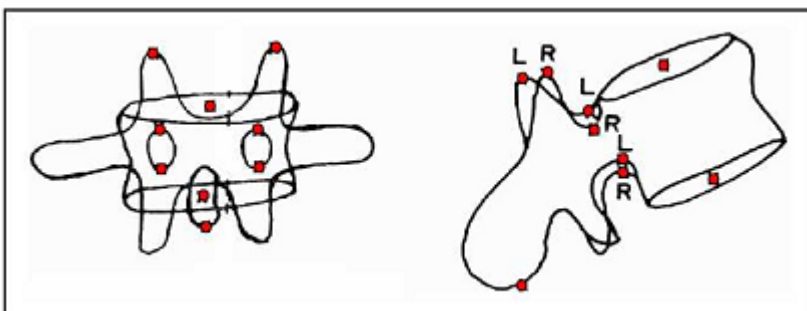


Figure 6 : Repères anatomiques ponctuels utilisés par Stokes & Coll. et Percy (Stokes et al. 1981; Percy 1985)

Ces approches ont été carrément 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 7).

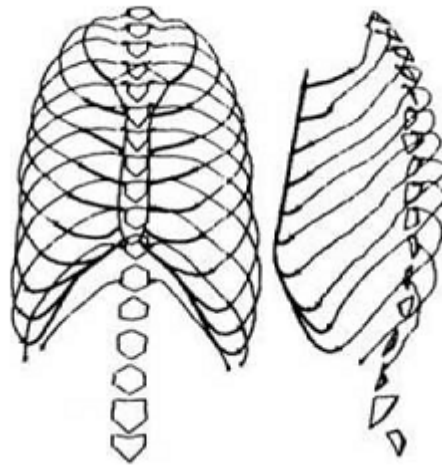


Figure 7 : Modélisation 3D simplifiée de la cage thoracique et du rachis (Dansereau et al. 1988)

Afin de proposer des modélisations 3D plus détaillées, certaines méthodes proposent de saisir davantage 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 afin de déterminer une représentation tridimensionnelle détaillée. Cette déformation est ainsi réalisée à partir d'une technique d'estimation basée sur la méthode du krigeage (Trochu 1993; Delorme 1996).

4.1.2 Evaluation des méthodes

Certaines études ont expérimenté 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 démontrés exactement 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.¹⁴ a abouti à la comparaison 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.

4.1.3 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.

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

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

¹⁴ Aubin et al. 1997

4.2.1 Description des méthodes

Les méthodes qui s'appuient seulement 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, nombres de repères sont clairement identifiables dans uniquement l'une des deux radiographies. D'où sort 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 numérisés¹⁵. Les points SCP reconstruits imposent des contraintes 3D très 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 donc satisfaire aux contraintes imposées tout en minimisant l'énergie de déformation. Notons par ailleurs que pour assurer la convergence de ces algorithmes, l'initialisation des modèles doit être relativement proche de la solution recherchée. Généralement, cette initialisation est proposée à partir des points SCP numérisés.

Ces méthodes ont été mises en œuvre au niveau du rachis cervical supérieur à partir de la numérisation de 21 à 28 points NSCP (voir Figure 8A), au niveau du rachis thoracique et lombaire¹⁶ avec la numérisation de 6 points SCP et 19 points NSCP (Figure 8C) 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 8B).

Une autre approche a aussi 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 posées par les points NSCP pour déformer un modèle générique, mais pour

¹⁵ Veron 1997; Mitton et al. 2000; Mitulescu et al. 2001; Laporte 2002; Mitulescu et al. 2002

¹⁶ Mitulescu et al. 2001; Mitulescu et al. 2002

modéliser les plateaux par des ellipses. Cette méthode nous permet également d'obtenir un modèle morpho-réaliste (Aubin et al. 1998; Delorme et al. 2003).

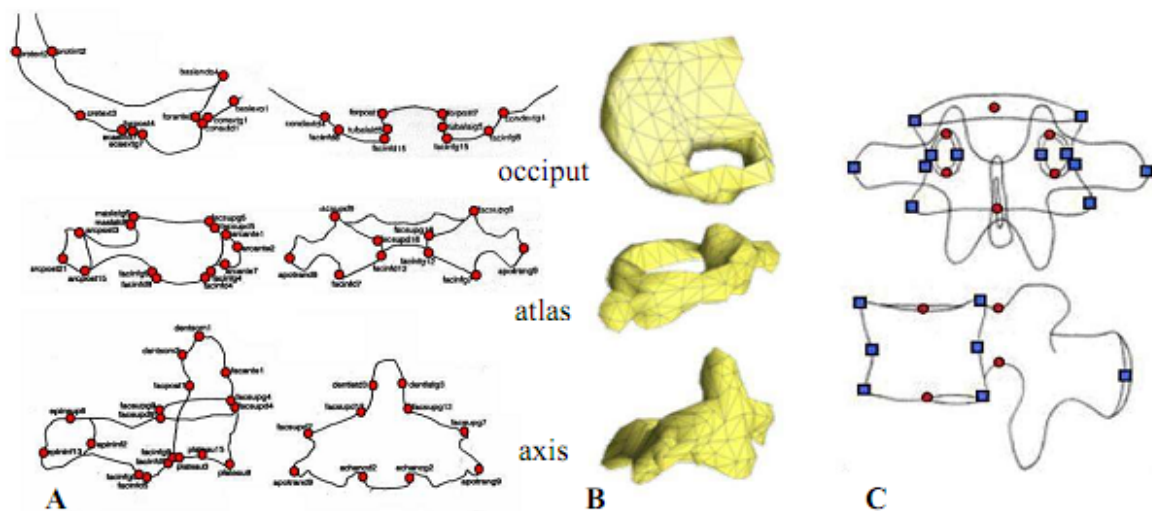


Figure 8 : (A) Repères anatomiques non stéréo-correspondants pour le rachis cervical supérieur et (B) représentation morpho-réaliste des modèles, (C) Repères anatomiques stéréo-correspondants (cercles rouges) et non stéréo-correspondants (les carrés bleus) pour les vertèbres lombaires¹⁷.

Des méthodes s'appuyant sur ces mêmes principes de déformation de modèles génériques sur des repères non stéréo-correspondants ont 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 proximal¹⁸ et au fémur proximal¹⁹ nécessitant la numérisation de 1 à 2 points stéréo-correspondants et de 3 et 7 contours NSCC dans chacune des vues, cas de la Figure 9. Elles ont également été appliquées au bassin à partir de l'identification de 7 points SCP et de 9 contours NSCC par Mitton et al. (2006).

¹⁷ Mitulescu et al. 2001

¹⁸ Laporte 2000; Laporte 2002

¹⁹ Le Bras 2004

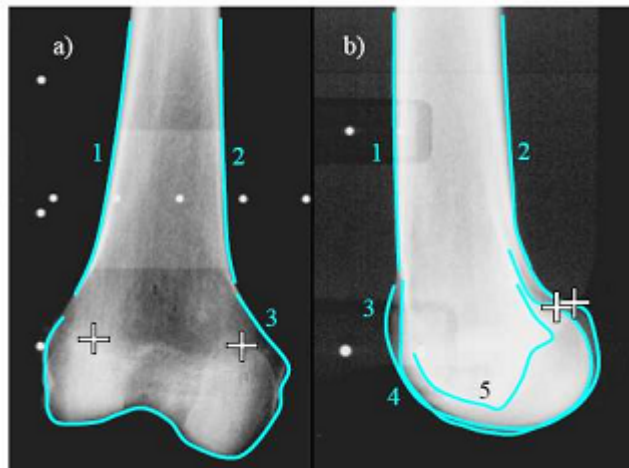


Figure 9 : Points stéréo-correspondants et contours non stéréo-correspondants identifiés dans les radiographies (Laporte 2002)

4.2.2 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 directes²⁰), de 1,8mm à 2,8mm pour le fémur et le tibia proximal (méthode NSCC comparée au CT-scan²¹). Les deux approches ont été évaluées au niveau du bassin avec des résultats similaires. Des écarts de 3,8mm à partir de la méthode NSCP comparée à des mesures directes²² et des écarts de 4,3mm avec la méthode NSCC en comparaison au CT-scan²³ ont été mesurés.

Ces 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 permet 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 par la suite 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 alors 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).

²⁰ Veron 1997; Mitton et al. 2000; Mitulescu et al. 2001

²¹ Laporte 2002; Laporte et al. 2003; Le Bras 2004

²² Mitulescu 2001; Laporte 2002

²³ Mitton et al. 2006

4.2.3 Conclusion intermédiaire

En s'appuyant sur un plus grand nombre de repère anatomiques, les méthodes NSCP et NSCC permettent de mieux exploiter les informations contenues dans les radiographies biplans, 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 par la suite d'en estimer la précision *in situ*. Néanmoins, ces méthodes présentent un inconvénient important à une utilisation en milieu clinique : le temps de reconstruction. En effet, deux heures pourront 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 clef qui conditionne la convergence des algorithmes de reconstruction.

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

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

4.3.1 Principe général

Ces méthodes de reconstruction semi-automatiques se basent 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 certain 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 (plus proche de la solution personnalisée).

Les techniques d'estimation permettant de prédire, à partir des quelques paramètres identifiés dans les radiographies, l'ensemble des paramètres du modèle, peuvent être de différentes natures. Ces estimations pourront 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 à savoir:

- Les estimations 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 ainsi développées dans ce chapitre 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 afin d'obtenir une reconstruction personnalisée.

4.3.2 Description des méthodes

(1) Modèle paramétré

Des descriptions paramétrées ont été proposées pour de différentes structures osseuses. Pour le cas des 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 par la Figure 10. Quant 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 (suivant la largeur et la profondeur) de chacun des corps vertébraux.

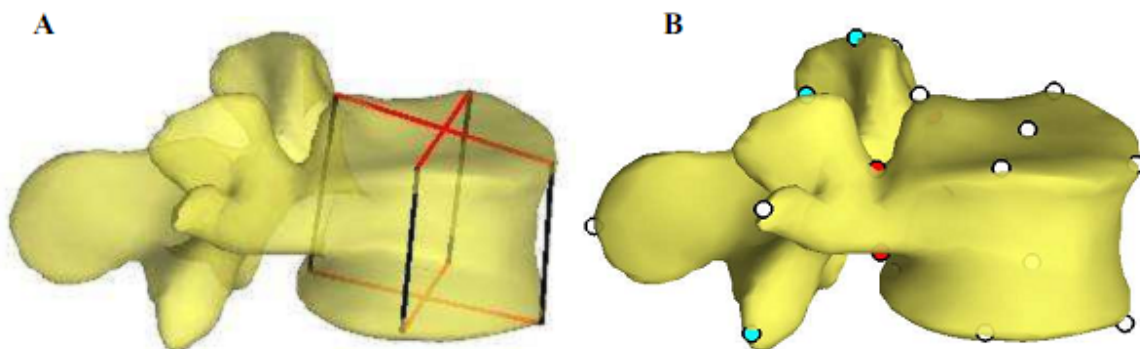


Figure 10 : Modèle paramétré de vertèbre défini par 8 dimensions caractéristiques du corps vertébral (A) et par les coordonnées de 21 points 3D anatomiques (B).

(2) Initialisation des modèles paramétrés

Pour 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 donc, pour initialiser chacune des vertèbres, l'opérateur identifie dans les deux radiographies les « 4 coins » des corps vertébraux (Figure 11A), définissant les 8 dimensions caractéristiques du corps vertébral du modèle paramétré (Pomero et al. 2004). Pour le cas du 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 A B plateau sacré pour définir 5 paramètres dimensionnels (Baudoin 2007). Enfin, dans les 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)²⁴.

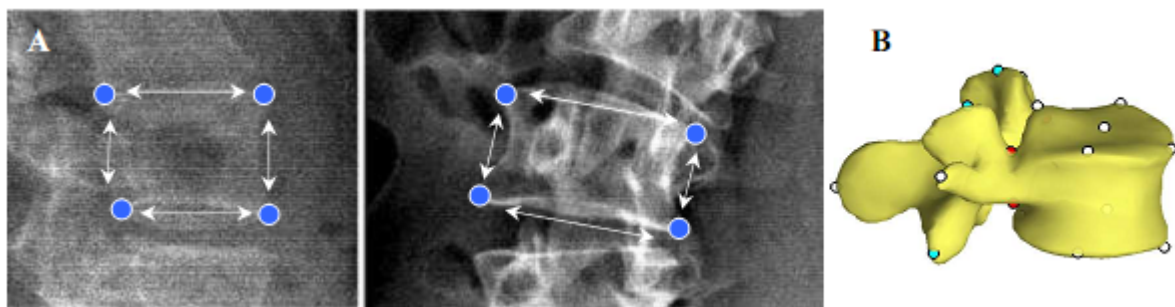


Figure 11 : (A) repères anatomique saisis par l'opérateur et paramètres descripteurs du modèle (8 dimensions). (B) Estimation par inférence transversale de 21 points 3D anatomiques et d'un modèle morpho-réaliste.

Ainsi, à partir de ces quelques paramètres descripteurs saisis dans les radiographies, les méthodes cherchent à estimer l'ensemble des paramètres qui décrivent les modèles. Certaines approches s'appuient sur des bases de données des modèles à reconstruire pour ensuite 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, a été utilisée afin d'inférer, à partir des 8 dimensions du corps vertébral (Figure

²⁴ Pomero et al. 2003; Dumas et al. 2008

11A), les coordonnées des 21 points 3D anatomiques (Figure 11B). Les inférences statistiques sont ici transversales car les paramètres saisis et estimés appartiennent au même objet.

Cette même méthode d'estimation à partir d'inférences statistiques transversales et de base de données a été utilisée au niveau du bassin et du fémur proximal²⁵. Par contre, 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, 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).

Par ailleurs, 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 et qui constitue le modèle pré-personnalisé.

(3) Ajustement des modèles paramétrés pré-personnalisés

A partir de cette initialisation, les modèles peuvent ainsi être ajustés afin d'obtenir une reconstruction personnalisée. Un ajustement fin en position et en forme des modèles peut alors 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)). Concernant 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.

4.3.3 Evaluation des méthodes

L'évaluation des modèles pré-personnalisés qui sont 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, a montré des écarts de 4,0mm. Le temps de reconstruction de cette méthode avait été évalué à 14 minutes pour obtenir le

²⁵ Baudoin 2007

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 car 2 heures pouvaient être nécessaires en utilisant la méthode NSCP.

L'évaluation des méthodes de reconstruction du bassin et du fémur proximal (Baudoin 2007) a aussi 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 et 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 nous 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 nécessaire 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 qui s'appuie 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 quant à l'ensemble du rachis est de 5 minutes. Cette méthode permet alors 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 s'avère être très importante. De plus, il n'est pas prévu dans cette méthode d'étape supplémentaire permettant d'obtenir un modèle personnalisé qui inclut un ajustement fin de la forme des modèles.

4.3.4 Conclusion intermédiaire

Les méthodes de reconstruction basées sur des modèles paramétrés et des techniques d'estimation permettent d'obtenir rapidement un modèle pré-personnalisé, diminuant ainsi le temps de reconstruction²⁶. De plus, cette initialisation apparaît comme 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

²⁶ Pomero et al. 2004; Dumas et al. 2008

reconstruction présentent des étapes relativement contraignantes. Concernant 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 rapidement (5 minutes) un modèle pré-personnalisé, 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 qui est 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 ainsi 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 pour remplacer certaines étapes d'identification manuelles, fastidieuses pour l'opérateur, par des algorithmes de recalage automatisés.

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

4.4.1 Principe général

Les méthodes de reconstruction semi-automatiques par traitement d'image ont pour but 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, en général, définis par l'analyse en composante principale d'une base de données de l'objet à déformer. Généralement, ces modèles statistiques sont initialisés via des approches manuelles ou semi-automatiques. A partir de cette initialisation, deux familles de méthodes sont rencontrées dans la littérature²⁷ :

²⁷ Maintz et al. 1998

- des méthodes s'appuyant sur la segmentation des images (« segmentation based methods »),
- et 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.

4.4.2 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 utiliser. L'idée est 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.²⁸ La base de données qui regroupe 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 donc 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 12 montre l'utilisation de cette méthode sur une base d'apprentissage de 18 mains décrite chacune par 72 points. La décomposition en analyse principale (ACP) montre que les 6 premiers modes principaux décrivent 96% des déformations de la base.

²⁸ Cootes et al. 1995

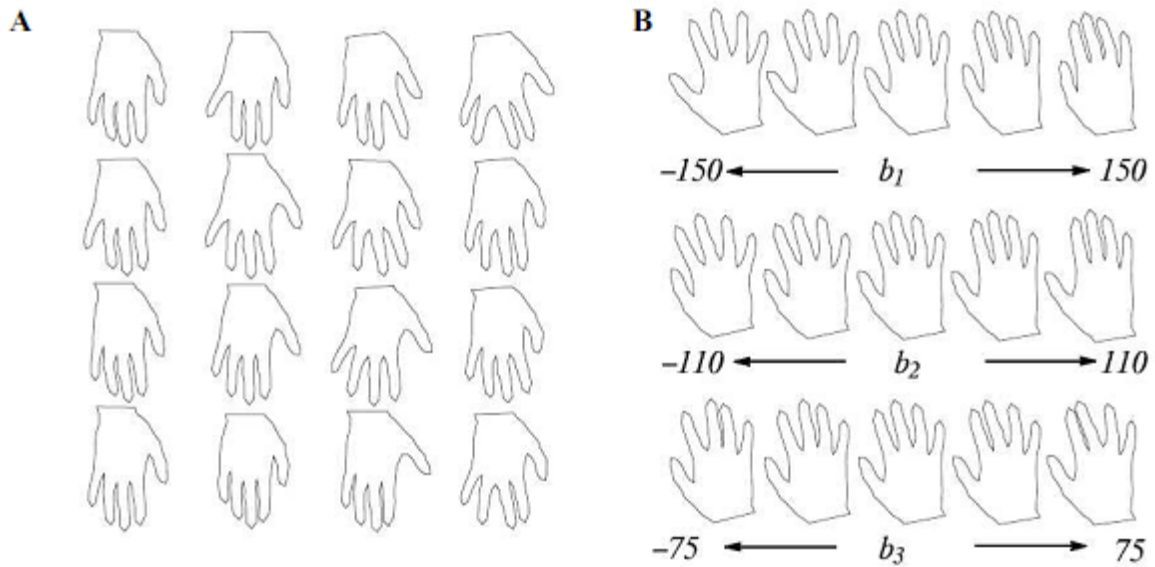


Figure 12 : A) base d'apprentissage de 18 mains décrite chacune par 72 points. B) La variation des 3 premiers modes de déformation correspondent à des mouvements particuliers des doigts de la main (d'après Cootes& Coll. (Cootes et al. 1995))

Cette approche a un double intérêt. D'abord, la méthode permet de contraindre les possibilités de déformations à un champ de déformation statistiquement plausible. En 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 grand avantage certain en terme d'optimisation et de robustesse du système.

Par contre, 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 qui utilise 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 tout l'épineuse), il peut difficilement agir sur un mode de déformation qui entraîne des déformations multiples et complexes du modèle.

Ainsi, de nombreuses méthodes de reconstruction s'appuyant sur des techniques de traitement d'image²⁹ définissent des modèles statistiques déformables à partir de l'analyse en

²⁹ Fleute 2001; Benameur et al. 2003; Benameur et al. 2005; Mahfouz et al. 2006; Sadowsky et al. 2007

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 13) (Benameur et al. 2003; Benameur et al. 2005) et 110 bassins reconstruites à partir du CT-scan (Sadowsky et al. 2007).

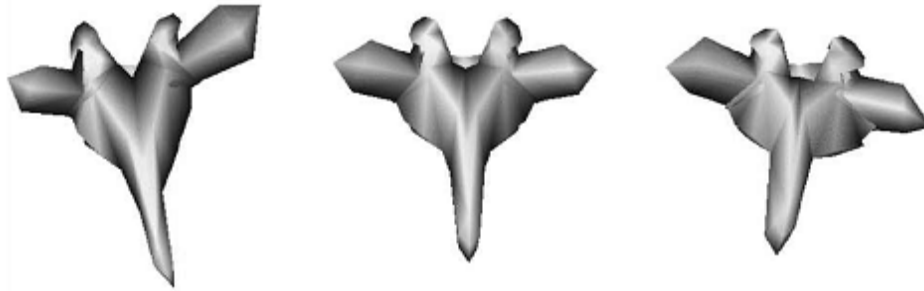


Figure 13 : Visualisation du premier mode de déformation (Benameur et al. 2003) obtenu par analyse en composante principale d'une base de données de 30 vertèbres saines et 30 vertèbres scoliotiques par niveau

(2) Initialisation des modèles

L'initialisation ressort 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 encore semi-automatique. Dans le cas de la méthode de reconstruction du rachis proposée par Benameur & Coll. en 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 sur la convergence des algorithmes. Ainsi, en 2005, Benameur et Coll.³⁰ 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), pour obtenir une initialisation de la vertèbre (initialisation rigide du modèle générique). Les algorithmes de recalage automatique sont

³⁰ Benameur et al. 2005

alors exécutés pour cette première vertèbre et 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 afin de recalculer l'ensemble des vertèbres.

Enfin, une méthode qui s'appuie 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 bien 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 biplans (Fleute 2001; Benameur et al. 2003; Benameur et al. 2005) s'appuient sur la segmentation des radiographies.

Cette opération a pour but 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 pour détecter les contours (Benameur et al. 2003; Benameur et al. 2005). A partir des gradients de l'image, ce filtre réalise ainsi une extraction des maxima locaux et un seuillage par hystérésis afin de détecter les contours significatifs connectés entre eux (Figure 14A).

En parallèle, il faut extraire les contours que les modèles surfaciques « projettent » dans les radiographies, pour une certaine initialisation donnée. Les algorithmes proposés (Laporte 2002; Benameur et al. 2003; Benameur et al. 2005) ont permis 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.

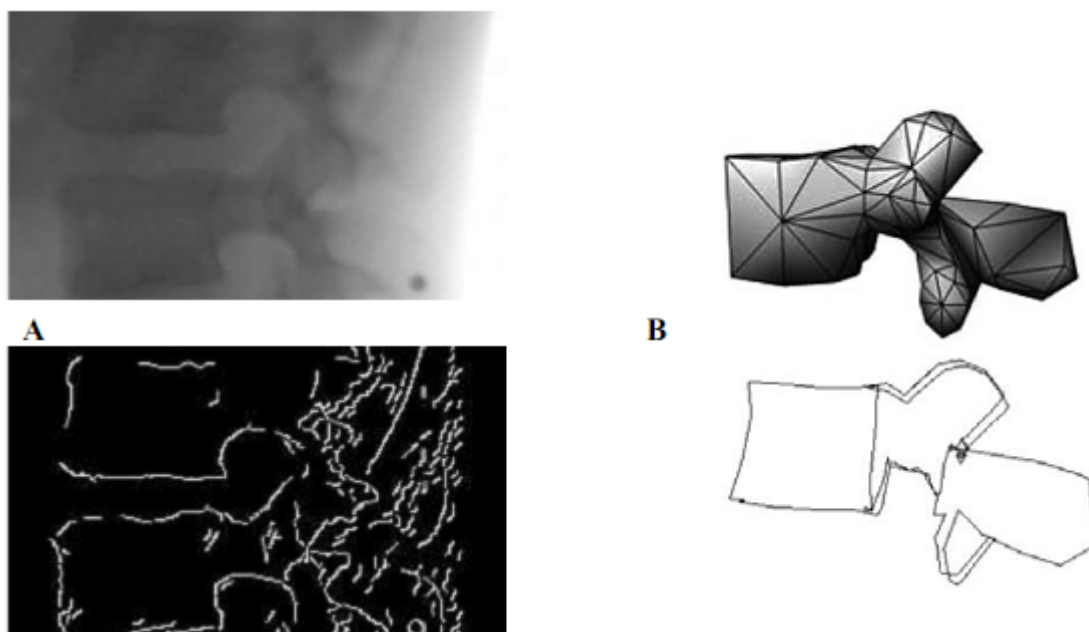


Figure 14 : (A) Contours détectés à partir d'un filtre de Canny-Deriche. (B) Contours (ou silhouette) extraits à partir du modèle surfacique de vertèbre (Benameur et al. 2003).

Il faut alors déterminer les transformations du modèle permettant de faire correspondre les contours qui en sont extraits aux contours détectés dans les images. Pour cela, les méthodes cherchent 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 »³¹ est très utilisé dans les problématiques de recalage rigide (Fleute 2001). L'algorithme permet d'apparier (c'est à dire 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 déterminant la convergence du système.

Dans une problématique de recalage élastique, les paramètres qui déterminent les transformations à appliquer au modèle sont recherchés en utilisant des algorithmes d'optimisation numérique. Différentes méthodes (Levenberg-Marquardt de Fleute (2001), descente de gradient de Benameur(2003, 2005)...) sont utilisées pour rechercher les modes de

³¹ Besl et al. 1992

déformation des modèles statistiques. Ces méthodes d'optimisation permettent de converger d'une manière itérative, vers les paramètres minimisant 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 délicate car 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 un certain nombre d'études ont cherché à s'affranchir de cette étape en proposant des méthodes basées sur des mesures de similarité.

Les méthodes qui se basent sur des mesures de similarité sont utilisées depuis longtemps pour recalrer 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 15A et B). L'idée est alors de déterminer les paramètres de transformation rigides du volume CT-scan ou IRM permettant de maximiser la similarité entre les radiographies simulées et les clichés réels (Figure 15B et C).

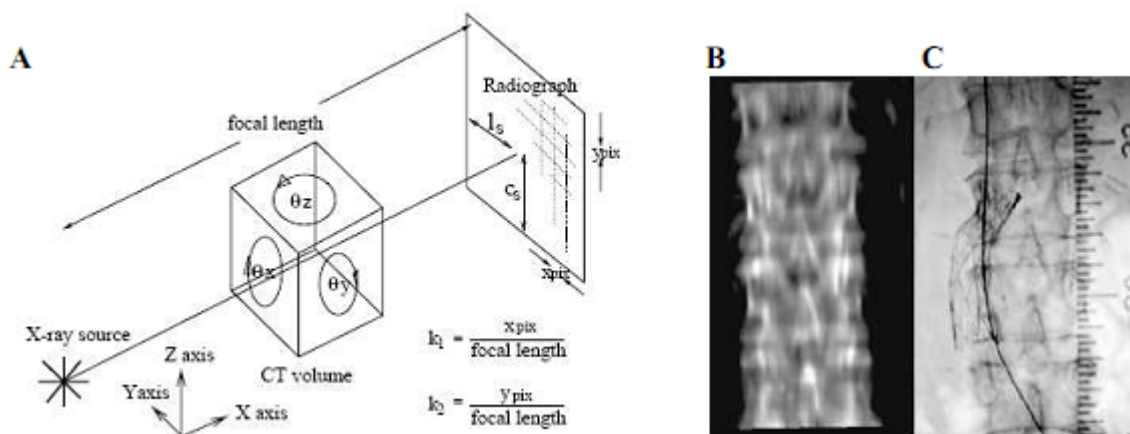


Figure 15 : Principe de la radiographie simulée à partir d'un volume CT-scan (A), radiographie simulée (B) et comparaison avec une image fluoroscopique (C) (Penney et al. 1998)

L'application de ces méthodes à la problématique de la reconstruction 3D par desradiographies biplans n'est pas triviale. En effet, les modèles surfaciques qui ont été

utilisés par la plupart des méthodes de reconstruction ne permettent pas de générer des radiographies simulées.

C'est pourquoi d'autres études ont développé des modèles volumiques dédiés à ces applications. Sadowski et Coll.³² 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 et Coll.³³ 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 par un critère de similarité. A cet effet, de nombreux critères sont rencontrés et mis en concours dans la littérature (Penney et al. 1998). Par exemple, Mahfouz & Coll. (2006) s'appuie sur la corrélation croisée (« cross correlation ») et Sadowski & Coll. (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 simplex (Sadowsky et al. 2007)) sont utilisées pour rechercher les modes de déformation des modèles statistiques permettant de maximiser la similarité entre les clichés réels et simulés.

4.4.3 Evaluation des méthodes

Il est notoire 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 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, 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

³² Sadowsky et al. 2007

³³ Mahfouz et al. 2006

améliorer cette étape clef du processus. Or, les résultats, sur le même échantillon de données, sont légèrement en retrait car 1,7mm pour les vertèbres lombaires et 1,5mm pour les thoraciques. Cela soulève des 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, a toutefois montré 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 des résultats satisfaisants en termes de précision de forme. Par contre, 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 donne 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 bien cette initialisation hiérarchique de proche en proche. Enfin, il est notoire 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.³⁴ s'appuie sur un modèle volumique de bassin pour proposer une méthode de recalage utilisant des mesures de similarité. Cette méthode appliquée au bassin nécessite 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 biplans. Ce champ de vue réduit permettra une initialisation des modèles au centre des images pour proposer une méthode entièrement automatisée. Les auteurs obtiennent alors 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 nous montre des résultats intéressants. En effet, Mitton & Coll. (2006) avaient évalué des écarts moyens de forme au niveau du bassin à 1,6mm avec une méthode de reconstruction NSCC.

³⁴ Sadowsky et al. 2007

4.4.4 Conclusion intermédiaire

En conclusion, les méthodes de reconstruction utilisant des techniques de recalage par traitement d'image proposent des pistes intéressantes pour semi-automatiser les méthodes de reconstruction à partir de radiographies biplans.

Néanmoins, l'étape d'initialisation manuelle (Fleute 2001; Mahfouz et al. 2006) ou semi-automatique (Benameur et al. 2003; Benameur et al. 2005) demeure 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 possède 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 plus proche de la solution recherchée est une condition indispensable à la convergence des algorithmes.

Les méthodes de recalage qui sont 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 sont relativement rapides (temps de calcul) et robustes pour faire converger les modèles 3D vers les contours segmentés. En revanche, cette étape de segmentation demeure 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 plus 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 avec les clichés réels. L'utilisation de ces méthodes a longtemps été freinée par des temps de calcul assez 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 ainsi 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 biplans n'est pas très répandue et requiert 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 seulement au niveau de la forme. Or, il apparaît essentiel de proposer aussi une évaluation du positionnement des modèles.

CHAPITRE 3 : METHODES DE RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLES

Les reconstructions 3D de radiographies biplans ont l'avantage d'utiliser un système d'imagerie peu irradiant, d'être précises et d'offrir un calcul automatique des indices cliniques 3D avec une précision relativement bonne. La limite de ces méthodes demeure dans le temps, non négligeable, nécessaire afin de réaliser les reconstructions 3D.

C'est pour cela que dans le chapitre en question, nous commencerons par une brève revue de littérature répertoriant les méthodes de reconstruction à partir de coupes sériées, pour passer directement aux méthodes relatives à la radiographie bipiane. Nous décrirons ainsi les méthodes de reconstruction des structures osseuses en général et du membre inférieur en particulier.

1 Méthodes de reconstruction 3D à partir de coupes sériées

Les méthodes de reconstruction à partir de coupes sériées permettent, à partir des images 2D, d'avoir une modélisation tridimensionnelle des structures anatomiques. La méthode de baserequiert des techniques manuelles, semi-automatiques et automatiques de segmentation permettant de délimiter les contours des structures d'intérêts sur chacune des coupes. A partir des contours numérisés sur chaque coupe, une opération de connexion des segmentations permet d'avoir un maillage surfacique de l'objet. L'algorithme le plus courant permettant de réaliser cette opération est celui des « marching cubes » (Lorensen and Cline 1987).

Pour faciliter l'étape de segmentation manuelle, cette dernière peut être remplacée par des techniques semi-automatiques, telle que « la méthode de propagation des contours » dans les coupes successives. L'opérateur numérise manuellement une ou plusieurs coupes de son

choix. A partir de cette première initialisation, des algorithmes de traitement d'images permettent alors de segmenter automatiquement les coupes adjacentes.³⁵

Une autre méthode qui est basée sur « la définition des volumes d'intérêt » consiste à identifier un volume d'intérêt réduit autour de la structure à segmenter. Des techniques de segmentations 3D par traitement d'image sont alors utilisées afin d'identifier les voxels appartenant à la région d'intérêt.³⁶

Finalement, des méthodes s'appuyant sur des « modèles prédéfinis » ont été également développées. Klein (Klein et al. 2008) a utilisé ce type d'approche pour segmenter automatiquement la prostate à partir de coupes IRM. L'auteur utilise une base de données de coupes IRM de 50 patients, segmentées au préalable. Ces modèles sont recalés sur les coupes IRM du patient par l'aide d'une mesure de similarité, puis fusionnés afin de segmenter la prostate du patient. La comparaison entre les segmentations automatiques et manuelles a démontré que 75% des écarts étaient inférieurs à 1.5 mm.

Ces approches sont très intéressantes, mais uniquement lorsque les intensités des voxels de la structure à reconstruire présentent un contraste majeur dans la zone de recherche. Cependant, l'intervention de l'opérateur reste souvent requise comme pour la phase d'initialisation, de vérification ou correction, etc. La proximité de plusieurs structures anatomiques présentant des voxels de mêmes intensités – le cotyle et la tête fémorale par exemple (Kang et al. 2003) - complique cette opération de segmentation semi-automatique.

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

La stéréoradiographie, associée à des algorithmes de reconstruction 3D, paraît être la meilleure alternative aux méthodes de reconstructions à partir de coupes sériées. Le principe de base est l'utilisation de deux radiographies orthogonales ou obliques, d'un environnement calibré – pour que les données géométriques et positionnelles de l'environnement (source et plan de projection) soient connues –, l'extraction manuelle ou automatique de l'information pertinente, recalage d'un modèle prédéfini (dit modèle générique ou morpho-réaliste généralement issu de reconstruction 3D à partir de coupes sériées) et, enfin, l'obtention d'un modèle tridimensionnel personnalisé.

³⁵ Huang (Huang et al. 2006) a utilisé cette méthode pour la segmentation d'organes tels que le cœur et le foie.

³⁶ Dieudonné (Dieudonné et al. 2007) a utilisé cette approche pour la segmentation des organes tels que les poumons et le foie.

2.1 Méthode basée sur la reconstruction 3D « SCP »

Les méthodes de modélisation 3D dites « SCP » s'appuient sur la reconstruction 3D de points anatomiques 2D « Stéréo-Correspondants », c'est-à-dire identifiés dans chacune des deux radiographies. Une fois les points repérés, leurs positions 3D dans l'espace sont calculées par l'intersection de 2 droites de contraintes épipolaires qui joignent les sources aux identifications 2D sur les plans images. Pratiquement, cette intersection idéale n'est pas réalisable à cause des erreurs induites lors de l'identification des points anatomiques sur les radiographies. L'intersection est alors considérée comme le milieu du segment joignant les 2 droites de contraintes. Cette méthode a été exploitée par Pearcy et Stokes (Pearcy 1985, Stokes et al. 1981) pour reconstruire en 3D des vertèbres lombaires : 6 à 9 points SCP ont été identifiés puis reconstruits grâce à l'algorithme DLT (pour « Direct Linear Transformation ») (Abdel-Aziz and Karara 1971). Toutefois, aucun modèle 3D détaillé n'a été validé. Afin d'obtenir de modèles 3D plus détaillés, des auteurs proposent de saisir davantage de points SCP dans chacune des radiographies (Aubin et al. 1997, Gauvin et al. 1998). Pour la reconstruction 3D du bassin, par exemple, Gauvin propose de saisir 19 points SCP. Les points 3D sont par la suite reconstruits par l'algorithme DLT. Un modèle détaillé est ainsi obtenu et la validation sur 2 bassins secs isolés a montré un écart de $2ET = 4.8 \text{ mm}$ en comparaison avec des mesures directes. Les modélisations simplifiées issues de ces approches restent limitées en termes de précision et de représentation tridimensionnelle des modèles. L'introduction de modèles génériques et l'identification d'un plus grand nombre de repères SCP permettent, dans un contexte in vitro, de gagner en termes précision (Aubin et al. 1997). Néanmoins, nombres d'auteurs soulignent la difficulté à identifier certains repères anatomiques sur les deux radiographies.

2.2 Méthode basée sur la reconstruction 3D « NSCP »

Les méthodes basées seulement sur les points SCP comportent des limites car peu de repères anatomiques sont facilement identifiables à la fois sur les deux radiographies. Par contre, de nombreux repères sont facilement identifiables sur l'une des deux radiographies uniquement. D'où l'idée d'augmenter le nombre de repères anatomiques et de proposer des méthodes dites « NSCP » pour « Non Stéréo-Corresponding Points ».

Dans un environnement calibré, l'information disponible sur ces points est que leur position 3D est placée sur la droite joignant la source de rayons X à leur projection 2D dans le plan de l'image. Pour rajouter de l'information a priori, des auteurs (Veron 1997, Mitulescu et al. 2002, Mitulescu et al. 2001, Mitton et al. 2000) proposent d'introduire un modèle générique

de la structure à reconstruire, tout en s'assurant que la solution recherchée est relativement proche de celui-ci. Généralement, l'initialisation de l'objet générique est proposée à partir des points SCP numérisés. Disposant des contraintes imposées par les points NSCP et éventuellement de points SCP, une transformation élastique du modèle générique est donc appliquée, tout en minimisant l'énergie de déformation du maillage de ce dernier. Une déformation par Krigeage³⁷ (Trochu 1993) est finalement appliquée à l'ensemble du modèle générique. Ces méthodes ont été évaluées in vitro sur des vertèbres isolées avec des écarts (2RMS) de 2.0 mm à 2.8 mm par rapport à des mesures directes (Mitulescu 2001, Veron 1997) et sur quatre bassins isolés avec des écarts de 3.8 mm comparés à des mesures directes (Laporte 2002, Mitulescu 2001). D'autre part, Mitulescu et al. (Mitulescu 2001) ont démontré in vitro et à partir de 30 vertèbres lombaires isolées, que l'ajout de points NSCP permettait de réduire les écarts de forme par rapport à des mesures directes de 7.2 mm (6 points SCP) à 2.8 mm (6 points SCP + 19 points NSCP). Finalement, une étude réalisée par Mitulescu (Mitulescu et al. 2002) sur 58 vertèbres scoliotique in vivo, a démontré que la méthode NSCP permettait de réduire les écarts de forme par rapport au CT-scan de 6.4 mm (6 points SCP) à 4.0 mm (6 points SCP + 19 points NSCP).

Toutefois, ces méthodes présentent un grand désavantage : le temps nécessaire à la numérisation de tous les points requis (12 points SCP + 58 points NSCP pour un bassin). De plus, l'étape d'initialisation des modèles génériques paraît être l'étape clé qui conditionne la rapidité de la convergence des algorithmes de reconstruction.

2.3 Méthode basée sur la reconstruction 3D « NSCC »

Dans le cadre de la thèse de Laporte (Laporte 2002, Laporte et al. 2003), une méthode qui s'appuie sur les mêmes principes de déformation d'un modèle générique, mais à partir de l'identification de contours non stéréo-correspondants, a été proposée. Cette méthode, dite NSCC (pour « Non Stéréo- Corresponding Contours ») a été appliquée, dans un premier lieu, au fémur distal et au tibia proximal. Contrairement à la méthode NSCP, les points de l'objet générique qui sont associés aux contours ne sont pas étiquetés. Toutefois, le modèle générique est décomposé en « régions anatomiques » permettant de définir la localisation d'un point ou d'un triangle.

Les principales étapes de cette méthode sont les suivantes :

³⁷ Le krigeage (Trochu, 1993) est un algorithme permettant de déformer un objet générique en considérant un ensemble de points connus dits de contrôles (NSCP et NSCP) et en appliquant des transformations géométriques aux autres points du maillage qui ne sont pas encore connus.

- La définition d'un objet générique surfacique décomposé en régions anatomiques,
- L'identification manuelle, sur les clichés radiologiques, des contours 2D et de repères SCP et NSCP,
- Le recalage de l'objet générique afin d'obtenir une solution initiale à partir des informations radiologiques (points et contours),
- La projection des contours tridimensionnels de l'objet générique 3D dans les plans 2D radiographiques,
- L'association des contours rétro-projetés avec les contours radiologiques identifiés,
- Recalage élastique itératif qui consiste en l'optimisation de la solution initiale à partir des associations précédentes,
- Déformation non-linéaire itérative par krigeage optimisé de l'objet 3D à partir des associations et obtention de la reconstruction tridimensionnelle personnalisée.

2.4 Méthodes basées sur des modèles déformables par analyse en composante principale

Mahfouz (Mahfouz et al. 2006) applique une méthode de déformation de modèles définis par l'analyse en composantes principales d'une base de données de fémurs. La base de données en question est une base d'apprentissage dans laquelle chaque modèle de fémur est décrit par un ensemble de paramètres morphologiques et cliniques (l'axe fémoral anatomique, l'axe fémoral mécanique, etc.). De par cette base de données, un modèle moyen est construit et les modes de déformations principaux de la base autour de ce modèle moyen sont recherchés. Cette méthode nous permet de réduire considérablement les inconnues du système de déformation. Le modèle statistique déformable moyen est par la suite initialisé par recalage manuel rigide sur les deux radiographies. C'est à partir de ce premier positionnement qu'un algorithme de traitement d'image est alors exécuté. Dans ce cas, des radiographies simulées sont générées et comparées aux radiographies réelles via un critère de similarité s'appuyant sur la corrélation croisée (corrélation de gradients). Finalement, un algorithme génétique est utilisé pour rechercher le mode de déformation (recalage rigide et élastique) du modèle statistique permettant de maximiser la similarité entre les radiographies réelles et simulées.

D'autres auteurs ont recourus à des méthodes de déformations de modèles déformables par analyse en composante principale pour la reconstruction de vertèbres et du rachis (Fleute 2001, Benameur et al 2003, Benameur et al 2005). Fleute (Fleute 2001) a proposé une base

de données de 30 vertèbres lombaires reconstruites à partir de coupes scanner. Un modèle moyen de vertèbre est alors défini ainsi que les dix modes principaux de déformation. Le modèle déformable est par la suite initialisé par recalage manuel rigide et ses contours sont rétro-projetés sur les deux radiographies. Une segmentation manuelle des contours des vertèbres est ensuite effectuée sur les radiographies. Une correspondance entre les contours rétro-projetés et les contours extraits dans les images est mise en place à partir de l'algorithme « Iterative Closest Point » (Besl and McKay 1992). Cette technique a permis d'associer chaque point du contour extrait du modèle au point le plus proche parmi les contours détectés dans l'image. Cette étape a pour objectif d'effectuer un recalage rigide afin d'optimiser le positionnement du modèle. Ensuite, un recalage élastique « Levenberg-Marquardt » est appliqué pour affiner la forme du modèle reconstruit. La précision de cette méthode a été évaluée sur une vertèbre L2 *in vitro* avec un écart point-surface par rapport à un modèle 3D CT-Scan évalué à $2\text{RMS} = 2.5 \text{ mm}$. Toutefois, ici aussi l'étape d'initialisation manuelle reste un problème majeur. De plus, aucune validation *in vivo* n'est effectuée. Benameur (Benameur et al. 2005) quant à lui a introduit une base de données d'apprentissage de 30 vertèbres saines et 30 vertèbres scoliotiques numérisées à partir de mesures directes. Les vertèbres sont ensuite initialisées par recalage semi-automatique à partir d'une approche hiérarchique. Ainsi, on numérise 2 points SCP sur la seule vertèbre L5 afin d'obtenir une initialisation rigide du modèle générique d'une première vertèbre. Les algorithmes de recalage automatique sont alors lancés pour cette dernière, la position ainsi obtenue permet d'initialiser la vertèbre sus-jacente, qui est ensuite recalée à son tour par traitement d'image et ainsi de suite pour l'ensemble des vertèbres.

La méthode de recalage s'appuie sur la détection automatique des contours radiographiques à l'aide du filtre de Canny-Deriche³⁸. Les contours du modèle recalé sont retro-projetés sur les radiographies et une correspondance entre ces derniers et les contours extraits dans les images est effectuée, ce qui permet ainsi un recalage rigide suivi d'un recalage élastique à l'aide de l'algorithme de « Descente de gradient ». La précision de cette méthode a été évaluée sur 57 vertèbres *in vivo* avec un écart point-surface par rapport à un modèle 3D CT-Scan évalué à $2\text{RMS} = 3.8 \text{ mm}$ pour les vertèbres lombaires et à 3.3 mm pour les vertèbres thoraciques. Toutefois, l'évaluation de l'approche hiérarchique n'a été réalisée que sur des segments de vertèbres très courts (de deux à trois vertèbres), ce qui facilite grandement cette initialisation

³⁸ Deriche 1987

hiérarchique de proche en proche (Humbert 2008). Enfin, il est notoire que les temps de calcul nécessaires aux algorithmes de recalage ne sont pas mentionnés.

De Momi (De Momi 2006) a repris les travaux de Fleute pour la reconstruction de la partie distale du fémur, à la différence que les radiographies ne sont pas calibrées spatialement, ce qui ajoute des paramètres pour la convergence des algorithmes, notamment au niveau du recalage des objets. L'avantage de cette méthode demeure dans la segmentation des contours radiographiques qui est faite de façon automatique grâce au filtre de Canny (Canny 1986). Par contre, la base de données d'apprentissage ne comprend que 6 fémurs proximaux. La méthode a été uniquement évaluée sur un spécimen avec une précision proche de celle de Fleute (les auteurs ne mentionnent pas la valeur exacte) avec un temps de reconstruction relativement non négligeable aux dires des auteurs eux-mêmes.

2.5 Autres méthodes de reconstruction du fémur et du tibia

2.5.1 Méthode de Messmer (2001)

La méthode de reconstruction par Messmer (Messmer et al. 2001) s'appuie sur deux radiographies de face et de profil. D'abord, une base de données constituée de 80 radiographies biplanes 3D CT-Scan est constituée. Ensuite, les contours radiographiques à reconstruire sont détectés. Une recherche est alors effectuée dans la base de données afin de sélectionner le sujet ayant les contours radiographiques les plus proches de ceux de l'objet à reconstruire. Enfin, une déformation coupe scanner par coupe scanner est appliquée au modèle tridimensionnel issu de la base de données, en fonction des écarts entre les contours radiographiques de l'objet à reconstruire et les contours rétro-projetés de l'objet issu de la base de données.

2.5.2 Méthode de Sato (2004)

Sato (Sato et al. 2004) a proposé une méthode de reconstruction 3D basée sur des techniques de recalage automatique en utilisant deux radiographies (une vue de face et une vue oblique orientée de 60° par rapport à la première). Le but est d'utiliser des modèles 3D personnalisés afin de déterminer l'alignement.

2.5.3 Méthode de Lee (2008)

La méthode de reconstruction 3D de fémur proposée par Lee, consiste à calculer une série de paramètres cliniques et morphologiques du fémur à partir de radiographies biplans et à déformer un modèle générique volumique conformément aux paramètres calculés.

La méthode de reconstruction proprement dite nécessite deux radiographies face et profil d'un fémur. L'utilisateur est invité à numériser manuellement les épiphyses proximales et distales du fémur sur les deux radiographies. La diaphyse fémorale est détectée automatiquement à l'aide d'un algorithme de détection de contours basée sur le filtre de Canny. A partir des gradients de l'image, ce filtre réalise une extraction des maxima locaux et un seuillage par hystérésis pour détecter les contours significatifs connectés entre eux. Les bruits produits sont préalablement filtrés grâce à un filtre gaussien. Les parties distale et proximale du fémur sont numérisées manuellement, au lieu de prendre un seul seuil - ce qui peut amener à de faux contours ou à du bruit - le seuillage par hystérésis introduit deux seuils : un seuil haut et un seuil bas.

Grace à cette détection semi-automatique, cinq paramètres morphologiques sont alors calculés. En se basant sur ces paramètres et sur ceux associés au modèle générique, ce dernier est d'abord déformé à l'aide d'une mise à l'échelle axiale et radiale. Les contours internes et externes du modèle volumique sont déformés via interpolation en accord avec ceux numérisés sur les radiographies. Cette pratique a été évaluée sur seulement 2 fémurs sains *in vivo* en comparant les valeurs des paramètres calculés sur les modèles 3D reconstruits avec celles calculées à partir des contours radiologiques.

Pourtant, cette méthode nécessite une intervention manuelle de l'opérateur conséquente. En effet, étant donné que les diaphyses soient détectées automatiquement, il reste à la charge de l'opérateur de numériser sur les deux vues les parties distales et proximales du fémur. La superposition des quatre condyles ou des deux têtes fémorales sur la vue de profil rend cette fonction difficile. Le positionnement exact du sujet n'est pas mentionné et les auteurs restent imprécis sur la numérisation manuelle des contours en vue de profil. Finalement, la méthode n'a pas été évaluée en termes de précision de forme et le temps de reconstruction n'est pas rapporté.

2.5.4 Méthode de Dong (2009) et Zheng (2007)

La méthode de reconstruction du fémur proximal proposée par Dong (Dong and Zheng 2009) et Zheng (Zheng and Dong 2007) réside sur un modèle statistique défini par l'analyse en composantes principales. Ce dernier est initialisé par recalage automatique rigide posé sur les radiographies. Pour ce faire, les auteurs utilisent 4 images fluoroscopiques du fémur : deux au niveau du fémur proximal (incidences non précisées) et deux autres au niveau de la diaphyse fémorale proximale (incidences non spécifiées).

Pour retrouver la déformation rigide initiale du modèle statistique, un modèle paramétré simplifié (MP) du fémur proximal a été constitué. Ce dernier comprend trois formes géométriques : sphère pour la tête fémorale, cône tronqué pour le col fémoral et un cylindre pour la diaphyse proximale. Un algorithme basé sur un filtre Bayésien (Bayesian Network Algorithm) (Zheng 2007) a été développé dans le but de recalcr automatiquement le modèle paramétré sur les radiographies et déterminer un repère associé. Un deuxième repère est calculé sur le modèle statistique en utilisant les mêmes composantes géométriques que celles du modèle paramétré. Ces deux repères sont par la suite pris en compte afin de recalcr grâce à une transformation rigide le modèle statistique sur les radiographies.

Les contours du modèle statistique sont ensuite retro-projetés sur seulement deux radiographies. La détection des contours est effectuée automatiquement au voisinage des contours retro-projetés à l'aide d'un algorithme statistique itératif (Bayesian Network-based Shape Matching Algorithm) qui est une combinaison entre une méthode de segmentation et un recalage non rigide. Enfin, un recalage non-rigide 2D/3D est appliqué (Iterative Image-to-Model Correspondence-Establishing Algorithm) afin de déformer le modèle statistique sur les contours détectés automatiquement.

2.6 Méthodes de reconstruction 3D basées sur des modèles paramétriques

Ces méthodes de reconstruction 3D, comme leur nom l'indique, utilisent des modèles paramétrés simplifiés et des mécanismes d'estimation qui s'appuient sur des méthodes basées sur des inférences statistiques utilisant des bases de données de l'objet à reconstruire (Pomero et al. 2004, Baudoin et al. 2008, Humbert et al. 2009). L'objectif est de définir une initialisation rapide et robuste d'un modèle pré-personnalisé proche de la solution recherchée. Par la suite, ce modèle pré-personnalisé peut être ajusté pour obtenir une reconstruction tridimensionnelle personnalisée.

Des descriptions paramétrées ont été proposées par nombres d'auteurs et pour différentes structures osseuses. Ainsi, pour le fémur proximal, les descriptions paramétrées s'appuient sur 33 paramètres dimensionnels (voir Figure 16A), tandis que le modèle paramétré du bassin est représenté par les coordonnées de 42 points anatomiques 3D (Baudoin 2008). Pour les vertèbres, une représentation basée sur 8 dimensions caractéristiques du corps vertébral et sur les coordonnées de 21 points anatomiques a été proposée (Pomero et al. 2004) (voir Figure 16). Pour le rachis, Humbert (Humbert et al. 2009) propose 103 paramètres supplémentaires

(longueur spinal du rachis, largeur et profondeur des vertèbres, abscisse curviligne de chacun des plateaux) (voir Figure 16C).

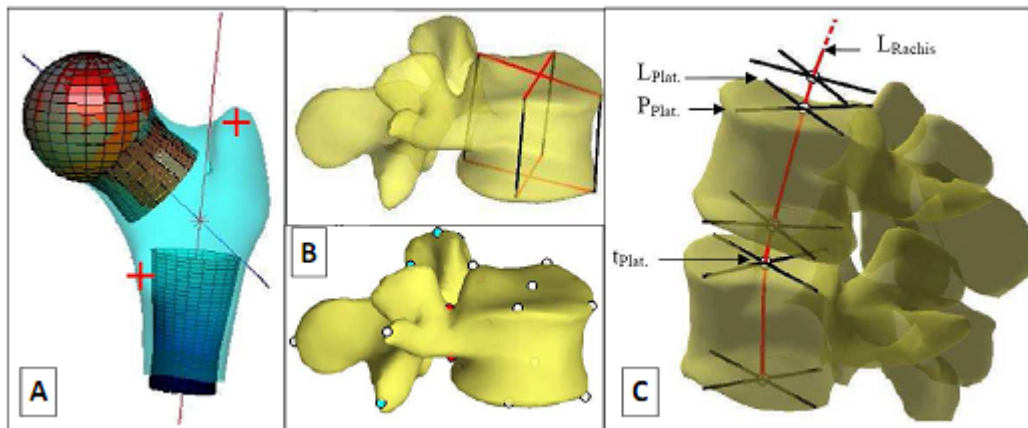


Figure 16 : Modèles paramétrés du fémur proximal (A) (Baudoin 2007), de la vertèbre (B) (Pomero 2004) et du rachis (C) (Humbert 2008)

Basé sur ces modèles, l'opérateur est amené à saisir un sous-ensemble des paramètres descripteurs dans les clichés. Ainsi donc, pour le fémur proximal, l'opérateur modélise la tête fémorale par une sphère et numérise les contours de la diaphyse proximale dans chacune des deux vues (Baudoin et al. 2008). Pour le bassin, l'opérateur numérise deux sphères sur les cotyles ainsi que le plateau sacré pour définir 5 paramètres dimensionnels (Baudoin 2008).

Pour la vertèbre, il numérise les 4 coins des corps vertébraux (Pomero et al. 2004), pour le rachis, l'opérateur identifie dans les deux radiographies une courbe passant par les barycentres des corps vertébraux et numérise les dimensions des deux plateaux « limites » (plateaux supérieur de T1 et inférieur de L5) (Humbert 2008).

Enfin, à partir de ces quelques paramètres descripteurs saisis dans les radiographies, l'algorithme statistique cherche à estimer l'ensemble des paramètres décrivant les modèles. D'autres approches s'appuient sur des bases de données des modèles à reconstruire afin d'estimer, par inférences statistiques, les paramètres du modèle. Par exemple, pour le cas des vertèbres (Pomero et al. 2004), une base de données de plus de 1600 vertèbres isolées, saines et scoliotiques, est prise en compte afin d'inférer les coordonnées des autres points 3D non identifiés sur les radiographies. Dans ce cas, il s'agit d'inférences transversales car les paramètres estimés et numérisés appartiennent au même objet. En plus d'inférences transversale, Humbert utilise une base de données de 175 rachis (91 asymptomatiques, 47 avec scoliose modérée et 37 avec scoliose sévère) pour proposer un modèle d'inférences

statistiques longitudinales. Cette même méthode d'estimation à partir d'inférences statistiques transversales comprenant une base de données de 60 fémurs proximaux sains a été utilisée au niveau du fémur proximal (Baudoin et al. 2008).

Pour toutes ces méthodes, des modélisations morpho-réalistes des objets à reconstruire sont pratiquées en déformant – grâce au Krigeage par exemple - un objet générique afin d'obtenir un modèle pré-personnalisé. A partir de cette initialisation le modèle pré-personnalisé pourra être ajusté - ajustement manuel de points de contrôles (Humbert et al. 2009, Pomero et al. 2004) ou à partir de l'identification manuelle des contours de l'objet et de l'algorithme NSCC (Baudoin et al. 2008) - afin d'obtenir une reconstruction 3D personnalisée.

L'évaluation des méthodes a été réalisée par les auteurs en rapportant la précision de formes des modèles reconstruits - en les comparant à des modèles de références reconstruits à l'aide de coupes scanner. Ainsi donc, pour les modèles pré-personnalisés de vertèbres, Pomero (Pomero et al. 2004) a montré sur 58 vertèbres scoliotiques *in vivo* une précision de 1.4 ± 3.6 mm (moy $\pm$ 2RMS) avec un temps de reconstruction de 14 minutes. Humbert (2009), quant à lui, a évalué sa méthode sur 40 vertèbres thoraciques et lombaires *in vivo* avec une précision de 1.3 ± 3.6 mm pour le modèle pré-personnalisé (et avec un temps moyen de reconstruction de 2 minutes et 30 secondes) et une précision de 1.0 ± 2.7 mm (avec un temps moyen de reconstruction de 10 minutes) pour un modèle personnalisé 3D.

2.7 Conclusion

En conclusion, les méthodes de reconstructions basées sur les algorithmes de NSCP (Veron 1997) et NSCC (Laporte et al. 2003), sont précises, toutefois, le temps de reconstruction de 35 minutes par membre inférieur reste un problème non négligeable.

Les méthodes basées sur les ACP et les techniques de traitement d'images (similarité ou segmentation des radiographies) (De Momi 2006, Fleute 2001, Mahfouz et al. 2006) nécessitent au préalable un recalage manuel des modèles statistiques, ce qui est un point négatif sachant que, plus le modèle initial est proche de la solution recherchée, plus les algorithmes de déformation convergent rapidement et de façon fiable. Par ailleurs, les auteurs ne mentionnent pas le temps relatif aux reconstructions. En plus, seules des validations préliminaires *in vitro* ont été réalisées.

Seul Benameur (Benameur et al. 2005) a proposé une méthode semi-automatique de recalage initial suivie d'une méthode de segmentation automatique. Néanmoins, la méthode de

recalage semi-automatique basée sur une approche hiérarchique n'a été validée que sur des segments de vertèbres très courts (de deux à trois vertèbres) et les temps de calcul relatifs aux algorithmes de recalage ne sont pas mentionnés.

Lee (Lee et al. 2008) et Sato (Sato et al. 2004) proposent des numérisations préalables (semi-automatique ou manuelle) pour faciliter le positionnement initial d'un modèle 3D, ce qui paraît être une solution intéressante. Néanmoins, des numérisations manuelles non négligeables sont à prendre en considération dans les deux cas. De plus, les deux auteurs ne valident pas la précision de forme des modèles reconstruits et le temps de reconstruction n'est pas non plus rapporté.

La méthode de reconstruction proposée par Dong (Dong and Zheng 2009) et Zheng (Zheng and Dong 2007), semble intéressante du point de vue de l'automatisation du recalage initial du modèle statistique et de la détection automatique des contours. Cependant, des erreurs de reconstruction semblent atteindre leur maximum au niveau des articulations. Ce problème est mentionné par les auteurs et risque d'être majeur sur des cas pathologiques et sur un membre inférieur complet. Il est notoire que ni les erreurs maximales ni le temps nécessaires au recalage automatique et à la reconstruction ne sont mentionnés par les auteurs.

Les méthodes qui sont basées sur des modèles paramétrés et des techniques d'estimation statistiques permettent de gagner en robustesse et d'améliorer la convergence des algorithmes. Cette méthode appliquée au fémur proximal (Baudoin et al. 2008) a en effet montré une précision proche du millimètre en comparaison aux reconstructions issues du CT-Scan et le temps de reconstruction a été diminué considérablement (5 minutes). Toutefois, cette méthode n'a été évaluée que sur la partie proximale du fémur et nécessite encore une intervention de l'opérateur assez fastidieuse quant à la numérisation manuelle des contours des structures osseuses sur les deux radiographies. Cette limite pourra encore augmenter dans le cas de la reconstruction d'un membre inférieur complet.

Dans le cadre de cette étude, nous adapterons les méthodes basées sur des modèles paramétrés et les techniques d'estimation statistiques afin de reconstruire l'ensemble du membre inférieur avec une bonne précision tout en réduisant le temps de reconstruction.

PARTIE 2 : TRAVAIL PERSONNEL

CHAPITRE I : RECONSTRUCTION 3D DU RACHIS A PARTIR DE MODELES PARAMETRES ET D'INFERENCEES STATISTIQUES LONGITUDINALES ET TRANSVERSALES

1 Principe général de la méthode

Cette méthode semi-automatique de reconstruction du rachis se base 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 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 inconnus du modèle. Nous décrirons la mise en place et proposerons une évaluation de ce modèle d'inférences statistiques dans le présent chapitre.

Nous proposerons, en nous appuyant sur ce modèle statistique, une méthode de reconstruction du rachis thoracique et lombaire à l'aide de radiographies biplans. 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 afin d'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 autre 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 d'auteurs précédents (Laporte 2000; Semaan et al. 2001; Parent et al. 2002). Des mesures directes de 1628 vertèbres sèches ont été réalisées à partir d'une machine à mesurer tridimensionnelle Fastrack® (Polhemus, VT). Parmi les 1628 vertèbres, 471 sont issues de spécimens cadavériques scoliotiques et 1157 viennent de spécimens ne présentant pas de courbures scoliotiques. Autour de 200 points anatomiques labellisés ont été systématiquement numérisés sur chacune des vertèbres.

2.2 Base de données de rachis

Cette base de données est composée 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 et ces sujets ont bénéficié d'un examen en radiographie biplan. 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), tandis que les radiographies biplans 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 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 relatif 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 (Pomero et al. 2004) complétée par un ajustement fin des contours des vertèbres. Les principales étapes de cette méthode sont 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 dans la Figure 17.

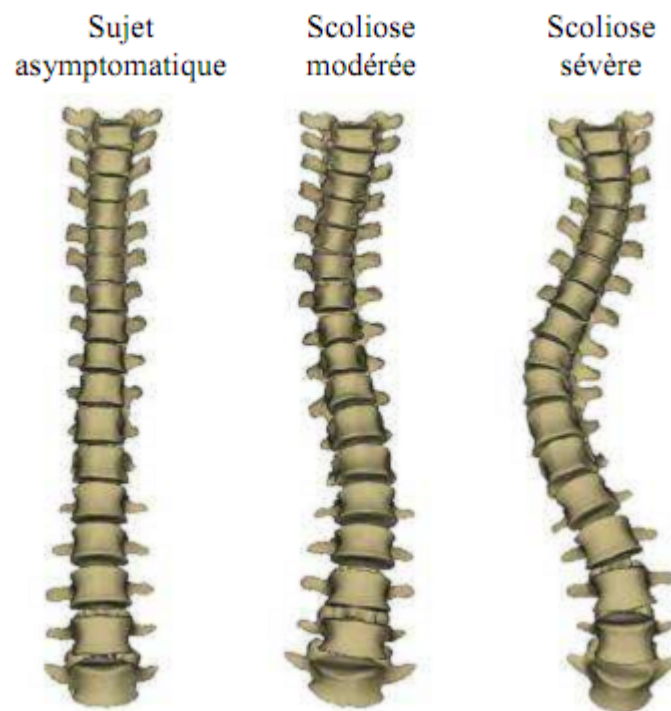


Figure 17 : Echantillons de la base de données de rachis

3 Modèles paramétrés

3.1 Introduction

Le modèle paramétré que nous proposons ici 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 déterminer un modèle d'inférences statistiques transversales. Il comprend également un modèle paramétré du rachis qui s'appuie 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 obtenue à partir de la connaissance d'autres paramètres.

Plus généralement, 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

Dans ce cas, 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 18A)

Les coordonnées de 28 points 3D anatomiques (Figure 18B).

Ce modèle est basé sur les travaux de Pomero (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 former une base de données de paramètres descripteurs de vertèbres. C'est sur cette base de données que nous nous appuyons pour avancer un modèle d'inférences transversales. Ces inférences transversales sont utilisées pour estimer, à partir de la connaissance des 8 dimensions caractérisant le corps vertébral, les coordonnées des points 3D anatomiques. Il est notoire 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 18C). Ainsi, les inférences transversales seront utilisées afin d'estimer un sous-ensemble de 18 points parmi les 28 points 3D anatomiques, les 10 autres points étant connus directement.

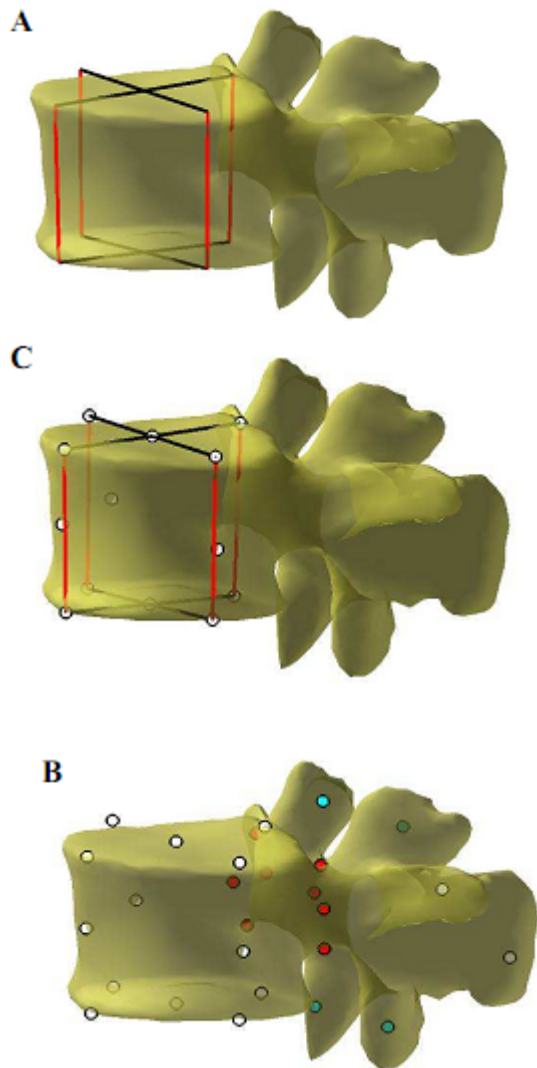


Figure 18 : Modèle paramétré de vertèbres (illustration sur une vertèbre L4) : 8 dimensions caractérisant le corps vertébral (A) et les coordonnées de 28 points 3D anatomiques (B).
 Détail des points au niveau du corps vertébral (C)

4 Inférences statistiques longitudinales et transversales

Ici, l'objectif est d'établir des modèles paramétrés d'inférences statistiques, en partant des données constituées, ainsi que des modèles paramétrés du rachis et des vertèbres.³⁹

Mais avant de voir cela plus en détail, nous allons commencer par faire un petit rappel des principes mathématiques des diverses méthodes qui nous permettront de proposer des modèles d'inférence statistiques. Ces méthodes sont le principe de régression multilinéaire et le principe des régressions des moindres carrés.

Après cela, nous exposerons les modèles d'inférences statistiques longitudinales, puis ceux transversales.

4.1 Principes mathématiques

4.1.1 Régression multilinéaire

On utilise cette méthode afin de faire une estimation statistique des variables en partant des régresseurs ou prédicteurs qui sont un ensemble de variables de départ.

On construit une matrice X de dimension $(n \times p)$ à partir de cet ensemble de variables. n étant le nombre d'observations, et p les prédicteurs. On construit également la matrice Y (n,q) dont q est le groupe des variables à prédire.

Voici la matrice de régression nommée β .

$$\beta = (X^T X)^{-1} (X^T Y)$$

Pour l'estimation des variables à prédire, en partant des variables prédictives qui sont regroupées dans la matrice x (l,p) , on obtient l'équation ci-après :

$$y = x \beta \text{ avec } \beta \text{ la matrice de régression. } y \text{ étant une matrice } (l,q).$$

Afin d'estimer la qualité de la régression à partir de la base de données, on procède par l'analyse des résidus dont la formule est de :

$$E = Y - X \beta$$

³⁹ Humber L., De Guise J.A., Aubert B., Godbout B. & Skalli W. « 3D Reconstruction of the Spine form Biplanar X-Rays using Parametric Models based on Transversal and Longitudinal Inferences ».

L'avantage du principe de régression multilinéaire est que c'est une approche facile pour estimer statistiquement des variables. C'est par ailleurs la méthode la plus utilisée dans ce cadre.

En revanche, cette méthode semble instable dans certains cas, par exemple lorsqu'on utilise comme régresseurs un grand nombre de paramètres corrélés entre eux. Ainsi, d'autres techniques plus stables ont été adoptées tel le principe de la régression des moindres carrés partiels dont nous verrons après.

4.1.2 Régression des moindres carrés partiels (PLS)

La méthode PLS, Partial Least Squares, encore dite la technique de régression des moindres carrés partiels permet de réduire le nombre des variables qu'on utilise en tant que régresseurs. Ce, afin qu'on puisse supprimer leurs multicollinéarités et ainsi de proposer une régression plus stable et d'une meilleure qualité.

Ici, on effectue une approche factorielle. Le principe de la méthode est de définir les vecteurs latents. Ceux-ci sont les variables utilisées en tant que régresseurs. Celles qui permettent donc de réduire la dimension de l'espace vectoriel.

Après le choix des vecteurs latents, on calcule la matrice de régression β . Et puis, on reprend la même méthode qu'on utilise pour la technique de régression multilinéaire : l'analyse des résidus afin de faire une estimation de la qualité de la régression et des variables.

4.2 Inférences statistiques longitudinales

L'opérateur, lors du processus de reconstruction qu'il effectue sera emmené à ajuster certains paramètres descripteurs du rachis. Ces paramètres sont notamment la position des différents plateaux, la largeur et la profondeur.

Afin d'estimer statistiquement les descripteurs non retouchés, on utilise le modèle d'inférences longitudinales.

Nous allons voir de plus près ces deux méthodes présentées précédemment et faire une évaluation de chacun d'eux.

4.2.1 Régression multilinéaire

On peut appliquer cette méthode sur le modèle paramétré de rachis, et pour des inférences longitudinales.

Si l'on suppose que l'opérateur a ajusté de L3 la position et la largeur des plateaux à un instant défini. On utilisera alors ces nouveaux paramètres comme régresseurs qui vont permettre de faire une estimation des paramètres non retouchés, en se basant sur la base de données des paramètres descriptifs du rachis.

Pour chaque ajustement effectué par l'opérateur, il y a donc de nouveaux paramètres descripteurs qui vont enrichir la liste des régresseurs, ayant pour finalité l'amélioration de la qualité de la régression.

On étudie le comportement du modèle d'inférences longitudinales basées sur des régressions multilinéaires chaque fois que de nouveaux éléments sont intégrés dans la liste des paramètres régresseurs. On va alors générer 1000 ordres aléatoires correspondant aux informations qu'on ajoute.

Et c'est en partant de ces ordres établis qu'on effectuera une simulation de chacune des différentes situations, une estimation des paramètres inconnus, ainsi que le calcul des résidus.

Avec cette technique, nous pourrons donc observer l'évolution des paramètres estimés par rapport aux paramètres de la base de données, en fonction des nouveaux paramètres régresseurs.

On obtient alors une graphique qui illustre l'évolution du comportement du modèle. En analysant les résidus, on peut observer et quantifier l'écart entre les paramètres estimés des paramètres de la base de données.

La valeur doublée de l'écart type des résidus donne un intervalle de confiance à 95% sur l'estimation.

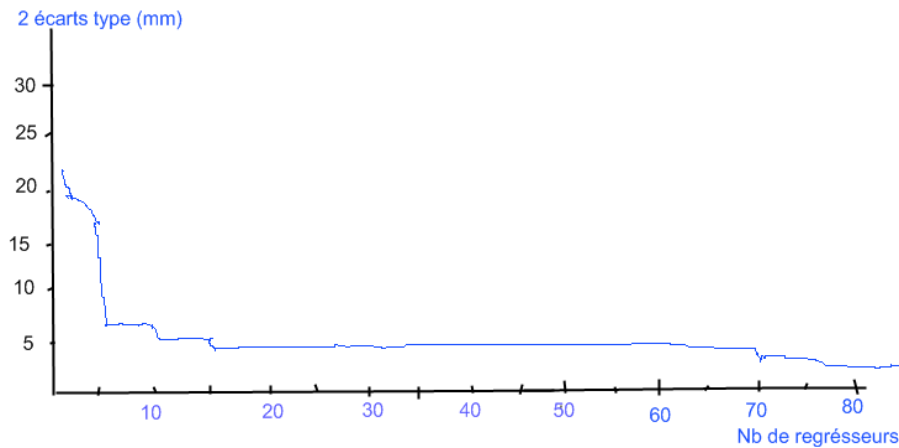


Figure 19 : Comportement de la régression multilinéaire

Sur cette figure, on compte 103 paramètres. Au début, un seul est connu. Et calcule les résidus sur les autres paramètres. Vers la fin, il n'y a plus qu'un seul paramètre à estimer.

La figure illustre que les résidus diminuent au fur et aux mesures qu'on ajoute de nouveaux paramètres au modèle. On voit également sur la figure qu'on peut déjà obtenir un bon estimé de l'ensemble des paramètres du système avec quelques paramètres régresseurs. Environ 15 paramètres permettent d'estimer 95% du système avec un écart entre +/- 3 mm.

Ce cas de figure n'illustre toutefois pas la réalité. En effet, la valeur des paramètres régresseurs n'est pas connue, contrairement donc à ce que nous voyons ici. En effet, comme il s'agit d'un paramètre que l'opérateur a ajusté, il y a une incertitude de mesure. Et ceci devrait être pris en compte dans notre estimation.

Pour cela, on introduit un bruit gaussien d'écart type σ variable. La figure ci-après illustre le comportement du modèle d'inférence lorsqu'on y a introduit le bruit gaussien.

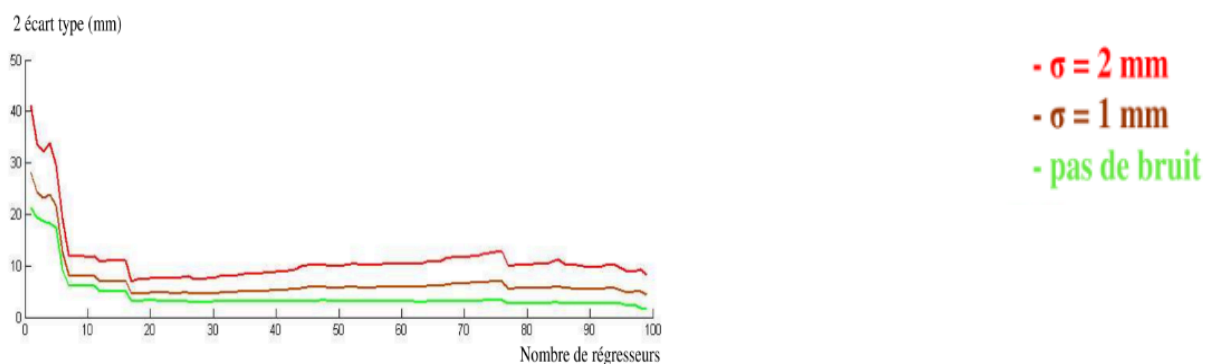


Figure 20 : Comportement de la régression multilinéaire en fonction du bruit.

Cette figure illustre donc la réalité, mais présente une forte sensibilité au bruit gaussien. En effet, à partir d'une quinzaine de paramètres, et chaque fois qu'on ajoute un régresseur, les écarts sont de plus en plus importants qu'au final, on obtient plus une régression de mauvaise qualité.

Et c'est notamment ces problèmes d'instabilité de cette méthode de régression multilinéaire qui constitue son inconvénient. D'où la nécessité d'utiliser la technique de régression des moindres partiels (PLS).

4.2.2 Régression des moindres carrés partiels (PLS)

Le concept est le même que celui de la technique de régression multilinéaire : on étudie le comportement du modèle, bruit introduit, mais cette fois donc, celui-ci est basé sur l'approche PLS.

La figure ci-après illustre le résultat qu'on obtient.

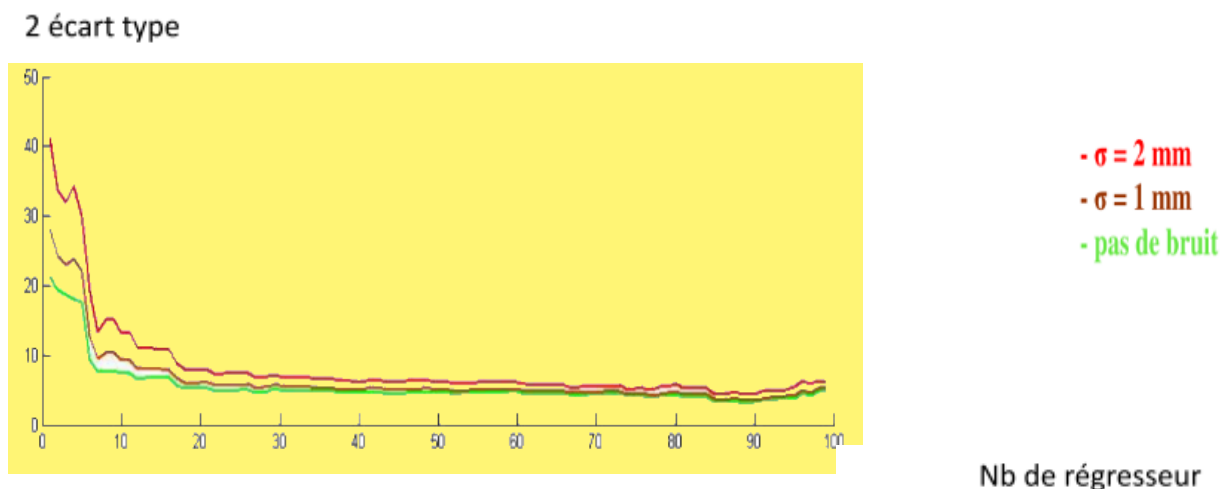


Figure 21 : Régression des moindres carrés partiels

Comme on peut le voir sur la figure, ce modèle paraît moins sensible au bruit, ce qui le rend meilleur pour faire une estimation des variables des paramètres.

Afin de voir de façon plus nette la différence entre la régression multilinéaire et la régression PLS, observons la figure ci-après.

2 écart type

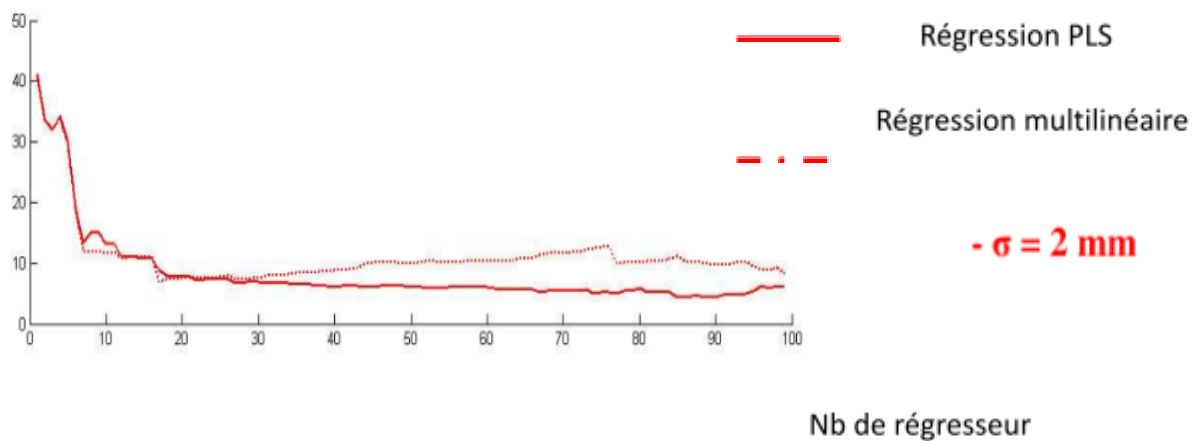


Figure 22 : Comportement régression PLS et régression multilinéaire

4.2.3 Conclusion

Ainsi, d'après ce que nous avons vu, afin de proposer un modèle d'inférence longitudinale, on part d'un certain nombre de paramètres qu'on utilisera en tant que régresseurs. Ceux-ci nous permettent d'estimer l'ensemble des paramètres descripteurs du rachis.

Nous avons vu deux méthodes dont la régression multilinéaire d'une part, et la régression PLS de l'autre. Et c'est la seconde technique qui nous permet d'obtenir une régression de qualité. C'est pourquoi on choisit cette méthode pour toute la suite pour l'estimation de l'ensemble des paramètres du système.

4.3 Inférences statistiques transversales

Les inférences statistiques transversales est une autre technique d'estimation qui s'appuie non plus sur la connaissance des paramètres comme la méthode précédente, mais sur celle des huit dimensions du corps vertébral. Cette approche a été initiée par Pomero & Col.

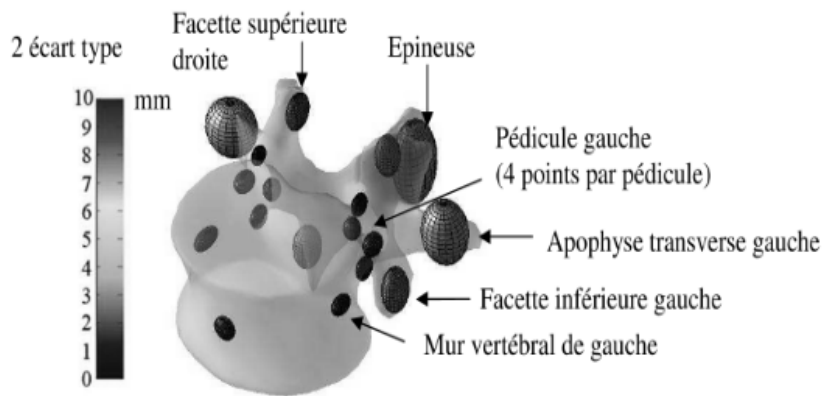
4.3.1 Méthode et évaluation

Ici, on va faire l'estimation des 18 points 3D anatomiques sur la base de données de vertèbres isolés. Et on va encore utiliser les deux méthodes précédemment présentées dont la régression multilinéaire et la régression PLS. On réalise l'évaluation à partir des données bruitées et non bruitées.

4.3.2 Résultats et discussion

La figure ci-après illustre les résultats de l'évaluation.

Figure 23 : Régression PLS ou multilinéaire à partir des régresseurs non bruités.



En partant des données bruitées, les résultats obtenus par les deux méthodes ne présentent pas de grande différence. Les écarts sur l'estimation des murs vertébraux et des coordonnées des pédicules sont très faibles. Ceux-ci sont représentés sur la figure par des ellipsoïdes.

Si en revanche on part des données bruitées, voici les résultats obtenus :

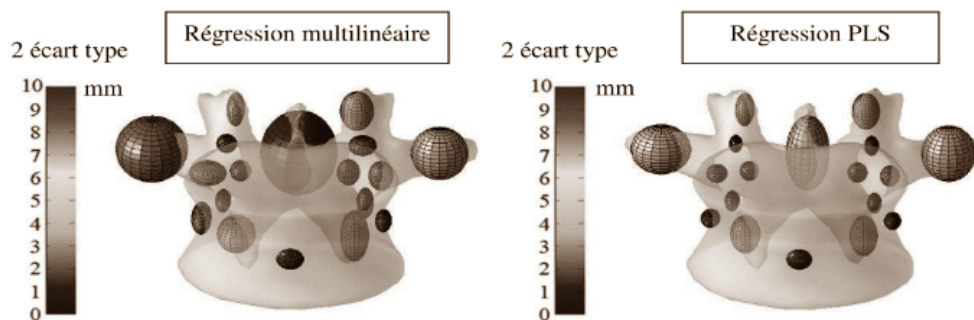


Figure 24 : Régression multilinéaire et Régression PLS à partir des données bruitées

4.3.3 Conclusion

On peut estimer les coordonnées de points anatomiques des vertèbres grâce au modèle d'inférences statistiques transversales. Et pour cela, on part des dimensions caractéristiques du vertébral. Cette fois encore, la régression PLS paraît être la meilleure méthode pour avoir une estimation plus précise et de qualité.

5 Matériel & Méthodes

5.1 Méthode de reconstruction

5.1.1 Principe général

Il existe deux étapes principales qui composent le protocole de reconstruction du rachis thoracique et lombaire. Cette reconstruction est basée sur des radiographies biplanes et utilise des modèles paramétrés à partir des inférences statistiques.

Si l'on résume, la première étape étant le modèle pré-personnalisé. Celle-ci est divisée en deux étapes, dont la première, va des radiographies biplanes jusqu'au premier estimé du modèle pré-personnalisé en passant par l'identification de descripteur anatomique et l'estimation des paramètres descripteurs du rachis et des vertèbres.

Et la seconde consiste à ajuster les paramètres de descripteurs afin d'obtenir un modèle pré-personnalisé, ainsi les paramètres cliniques.

Quand à la deuxième étape, on ajuste finement les paramètres descripteurs de la position et de la forme des corps vertébraux et pédicules puis on ajuste également finement la forme des arcs postérieurs afin d'obtenir un modèle personnalisé.

5.1.2 Paramètres cliniques

Ici, on va mesurer les paramètres cliniques via les reconstructions 3D. Rappelons que ces paramètres sont indispensables pour les cliniciens afin d'effectuer les diagnostics des différentes pathologies déformantes au niveau de la colonne vertébrale.

On proposera une méthode pour le calcul des paramètres cliniques dont les courbures sagittales du rachis, les paramètres pelviens positionnels et l'angle de Cobb, Rotation Vertébrale Axiale de l'apex avec l'indice de torsion, dès qu'on obtient le modèle pré-personnalisé.

5.2 Description détaillée de la méthode de reconstruction

5.2.1 Etape préliminaire : numérisation des descripteurs du bassin

Cette étape préliminaire est utile pour numériser les descripteurs anatomiques du bassin. La figure ci-après illustre bien cette étape, qui est à noter, indépendante de la méthode de reconstruction.

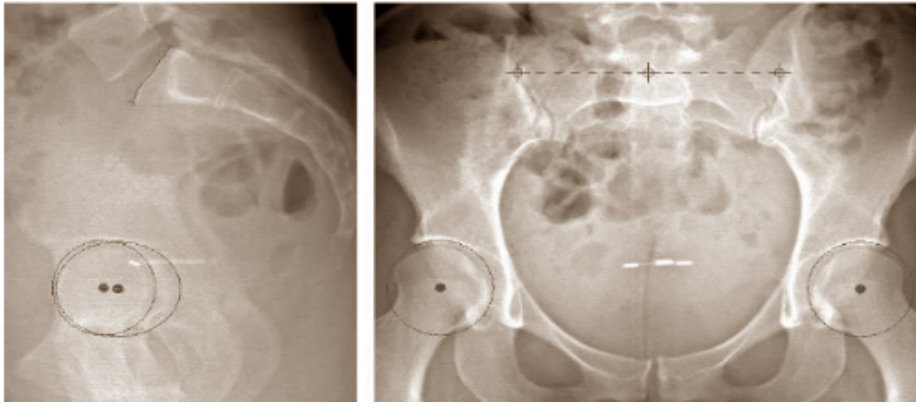


Figure 25 : Numérisation des descripteurs anatomiques au niveau du bassin

5.2.2 niveau 1 : Modèle paramétré pré-personnalisé

Ici, on vise à produire immédiatement une reconstruction 3D du rachis personnalisé. Ceci devra donc être très proche de la réalité à laquelle on s'attend. Ensuite, à partir de cette reconstruction, on proposera des paramètres cliniques.

L'obtention de cette reconstruction 3D passe par deux étapes :

- identification de descripteurs anatomiques dans les radiographies
- ajustement de certains paramètres descripteurs du rachis

5.2.3: Modèle paramétré personnalisé

Lorsque l'opérateur obtient un modèle pré-personnalisé, il peut l'affiner pour avoir une reconstruction personnalisée du rachis.

Pour cela, il effectue d'abord un ajustement des corps vertébraux et des pédicules puis un ajustement des arcs postérieurs.

5.2.4 Implémentation

La figure ci-après illustre à quoi consiste cette méthode.

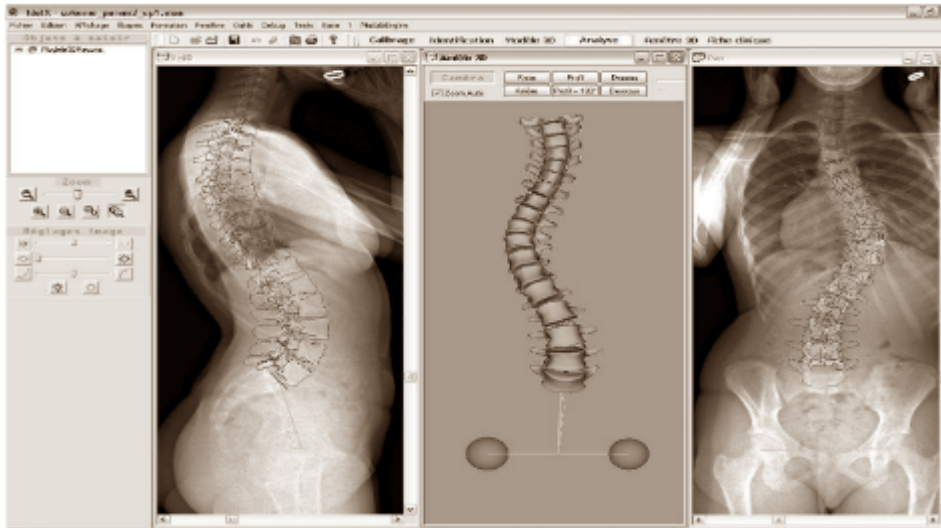


Figure 26 : implémentation

5.3 Evaluation de la méthode

Divers critères sont pris en compte afin d'évaluer chacun des deux niveaux de la méthode de reconstruction du rachis. Il y a notamment la précision de forme, la reproductibilité des paramètres cliniques, le temps de reconstruction, la reproductibilité de position et d'orientation.

Faisons le rappel de quelques principes statistiques justifiant cette méthode d'évaluation avant de détailler les résultats obtenus.

5.3.1 Principes statistiques : fidélité, justesse et exactitude

La norme ISO 5725-1 (AFNOR 1994) définit les concepts fidélité ou reproductibilité, justesse et exactitude pour précision.

Une méthode est fidèle ou reproductible si les erreurs aléatoires sont peu significantes. La méthode est juste si l'accord entre la valeur acceptée et la moyenne arithmétique d'un grand nombre de résultats. Et enfin l'exactitude mesure le déplacement d'un résultat dans l'ensemble par rapport à la valeur vraie.

5.3.2 Précision de forme (AFNOR)

La précision ou l'exactitude de forme définit l'écart entre les reconstructions 3D de la radiographie et les reconstructions par analyse CT-scan.

On calcule les distances points-surfaces entre les modèles. Et la valeur moyenne de celles-ci détermine la justesse entre les deux types de reconstructions obtenues. L'écart type des

distances détermine la fidélité de la méthode, et l'intervalle donné par +/- la différence entre la moyenne et deux fois la valeur de l'écart type détermine la précision de la méthode.

5.3. 3 Reproductibilité de position, des paramètres cliniques et temps de reconstruction

La précision de forme ne permet pas d'évaluer la qualité du positionnement des vertèbres à partir de la méthode de reconstruction. C'est pourquoi on effectue également une étude de reproductibilité.

Afin d'observer les données, on a adopté une approche statistique. Et à noter que les différences de reproductibilité peuvent présenter selon les opérateurs, le sujet et le niveau vertébral.

Le calcul de la RMS_{3D} nous permet d'estimer cette reproductibilité de la méthode. Ceci est donné par la formule :

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

n est le nombre de mesures répétées par échantillon j

m est le nombre d'échantillons

x_{ij} la $i^{\text{ème}}$ mesure pour l'échantillon j

$\bar{x}_j$ la moyenne de tous les x_{ij} pour l'échantillon j .

L'intervalle +/- RMS_{3D} est l'estimation de l'intervalle de confiance à 95% sur la reproductibilité.

Pour ce qui est du temps de reconstruction, on prend et note juste le temps nécessaire par les opérateurs pour réaliser chaque étape de la reconstruction. Et enfin, les paramètres cliniques sont calculés automatiquement.

6 Résultats

6.1 Précision de forme

On part donc des distances points-surface signées entre les reconstructions obtenues par les deux méthodes afin d'évaluer la précision de forme. Si la moyenne des distances signées qu'on obtient est très proche de zéro, les deux reconstructions présentent une justesse de forme.

La fidélité de la méthode quant à elle est estimée grâce à l'écart type des distances points-surfaces.

6.2 Reproductibilité de position

Selon l'étude effectuée, on observe une variation de la reproductibilité de position selon la catégorie des sujets ainsi que selon les niveaux vertébraux. Mais contrairement à ce qu'on a pensé au départ, aucune différence importante n'a été observée entre les opérateurs.

On peut voir donc le résultat sur le tableau ci-après.

Tableau : 2RMS_{3D} , IC à 95% sur la reproductibilité de position et d'orientation des vertèbres suivant les sujets

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

Asym : Asymptomatique

Mod : scolioses modérées

Sév : scolioses sévères⁴⁰

Tableau : 2RMS_{3D} , IC à 95% sur la reproductibilité de position 3D et d'orientation des vertèbres selon le niveau vertébral et le sujet pour les reconstructions personnalisées.

⁴⁰ Mzeghani N., Chav R., Humbert L., Parent S., Skalli W., De Guise J.A « A Computer based classifier of three-dimensional spinal scoliosis severity ».

	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				2,8	3,6	4,5	T2
T3																T3
T4																T4
T5										T5						
T6										T6						
T7										T7						
T8										T8						
T9	1,4	1,6	1,9	1,3	1,8	1,9	2,4	2,5	3,2	2,8	6,3	6,5	T9			
T10													T10			
T11													T11			
T12													T12			
L1	1,1	1,2	1,5	1,3	1,8	1,9	2,4	2,5	3,2	2,4	6,3	6,5	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

Il en est de même pour la reproductibilité des paramètres cliniques : pas de différence importante pour les opérateurs, mais une variation de reproductibilité en fonction des sujets. Le tableau ci-après montre les résultats obtenus.

Tableau : Valeurs moyennes des paramètres cliniques en tenant compte de leur IC à 95% pour la reproductibilité : 2RMS_{3D}

	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

L'hypothèse du départ est cette fois encore non vérifiée pour le temps de reconstruction. Il n'y a aucune différence significative des temps de reconstruction au niveau des opérateurs, mais il y en a entre les catégories de sujets comme le montre le tableau suivant.

Tableau : temps de reconstruction moyen

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

7.1 Précision de forme

Le tableau ci-après résume dans l'ensemble la différence de forme à la littérature pour les deux niveaux de reconstruction

Tableau : Comparaison de la précision de forme

	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

7.2.1 Intérêt de l'étude de reproductibilité

Cette étude nous permet de faire une évaluation de la qualité du positionnement des vertèbres qu'on a obtenu par la radiographie biplane. On aurait également dû mettre en place une étude qui nous permet d'évaluer l'exactitude de la méthode, pourtant c'est difficile à mettre en place et doit être effectué in vitro.

Mais Dumas & Coll a tout de même effectué cette évaluation, ce qui a permis de connaître que la méthode est bien juste, c'est-à-dire qu'elle n'introduisait pas le biais systématique.

7.2.2 Reproductibilité de position

Nous avons vu que la reproductibilité de position des reconstructions des deux niveaux ne s'éloigne pas. Nous avons également constaté que plus la scoliose est grave, moins sera la reproductibilité de position, ce, à cause des inclinaisons, déformations, et rotations engendrées.

7.2.3 Comparaison à la littérature

Une autre étude, autre que celle de Dumas & Coll permet d'obtenir plus rapidement un modèle pré-personnalisé à partir des reconstructions par radiographies biplanes. Ceci utilise la formule

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

Alors que celle utilisée par Dumas & Coll étant :

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

La différence des résultats entre ces deux méthodes est résumée dans le tableau ci-après.

Tableau : Comparaison de la reproductibilité de position selon les deux méthodes

	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

Les cliniciens utilisent depuis toujours la méthode 2D pour mesurer les paramètres cliniques. Pourtant, cela des études effectuées, la reproductibilité cette méthode peut se dégrader selon les outils qu'on utilise.

Dans le tableau ci-après, on peut voir la différence des résultats obtenus par les diverses méthodes utilisées.

Tableau : Comparaison à la littérature pour l'IC à 95% 2DMS_{3D} 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 assist. ordi.	Mod & Sév		3,8						2,9 ^(a) 3,4 ^(b)	2,9	
Champain (2006)*		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

Voici les temps de reconstruction qui ont été nécessaires pour les opérateurs pour obtenir une reconstruction pré-personnalisée.

- Methode proposée : 2 min 30 s
- Dumas & Coll : 5 min
- Pomero & Coll : 14 min

La première méthode est celle qu'on utilise couramment en clinique courante pour les applications rencontrées.

8 Conclusion

D'après ce que nous avons vu, la reconstruction pré-personnalisée permet donc d'obtenir une reconstruction rapide en seulement 2mn 30 secondes, avec une précision de forme à 1,3mm en comparant au CT-scan.

La reconstruction personnalisée, c'est-à-dire la seconde étape, nous permet d'obtenir une reconstruction encore plus précise avec une précision de forme de 1,0mm. Cette méthode est utilisée dans plusieurs laboratoires pour des applications en recherche, mais aussi dans plusieurs hôpitaux comme le CHU Sainte-Justine à Cand, CHU Bordeaux, entre autres pour des applications en routine clinique.

En revanche, les résultats obtenus ne sont pas encore parfaits et requiert de l'amélioration dont nous allons développer dans les chapitres qui suivent.

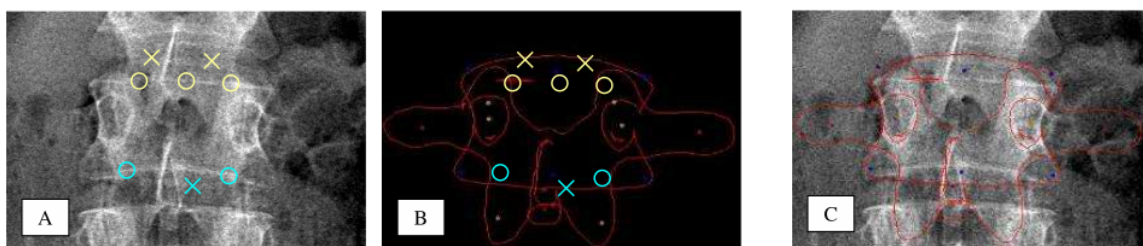
CHAPITRE 5 : MODELISATION PSEUDO-VOLUMIQUE DES VERTEBRES

Ici, on va remplacer certaines manipulations de l'opérateur en procédant par du traitement d'image, afin d'obtenir des reconstructions plus précises.

1 Contexte

1.1 Limites des modèles surfaciques

Toutes les méthodes 3D qu'on utilise pour obtenir des reconstructions à partir des radiographies biplanes sont basées sur une extraction de contours à partir d'une modélisation surfacique de l'objet 3D. Une extraction qui ne permet toutefois pas d'obtenir des résultats réels, surtout pour ce qui est des corps vertébraux. Il y a certains contours qui ne sont pas reproduits dans le modèle comme le montre la figure ci-après.



Sur la figure A, les contours marqués O sont bien visibles, mais ceux marqués X ne le sont pas. Sur la figure B, c'est l'inverse. Et la figure C illustre bien ce problème d'adéquation.

Figure 27 : Contours produits à partir des modèles surfaciques

1.2 Introduction des modèles pseudo-volumiques

Ici, on va développer des modèles qui permettent de générer étroitement des résultats s'approchant de la réalité, c'est-à-dire avec des contours conformes avec ce qu'on observe dans la radiographie. Nous allons pour cela utiliser des méthodes qui se basent sur des mesures de similarité.

On a alors effectué des travaux de recherche en collaboration avec les deux Laboratoires de recherche en Imagerie et Orthopédie, et de Biomécanique. Avec ces travaux, on obtient des modèles appelés pseudo-volumiques.

2 Radiographie simulée

2.1 L'atténuation des rayons X

La loi d'atténuation suivante donne l'intensité que génère un rayon X :

I : Intensité de la radiographie

I_0 : Intensité incidente

$\frac{\mu}{\rho}$: Coefficient d'atténuation massique

ρ : Densité du matériau

t : Épaisseur traversée

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

Le μ/ρ varie suivant l'énergie des photons traversant le matériau, ainsi que le matériau lui-même. Des spectres du système d'imagerie nous permettent de connaître l'énergie et la quantité des photons qui sont émis.

Nous utilisons pour cette étude le système EOS et les spectres qui sont extraits des travaux de thèse de Philippe Després. Voici donc la figure qui illustre le spectre des photons traversant le matériau.⁴¹

⁴¹ Humbert L., Carlioz H ?, Baudoin A., Skalli W., Mitton D : "3D Evaluation of the Acetabular Coverage assessed by Biplanar X-Rays compared with CT-Scan"

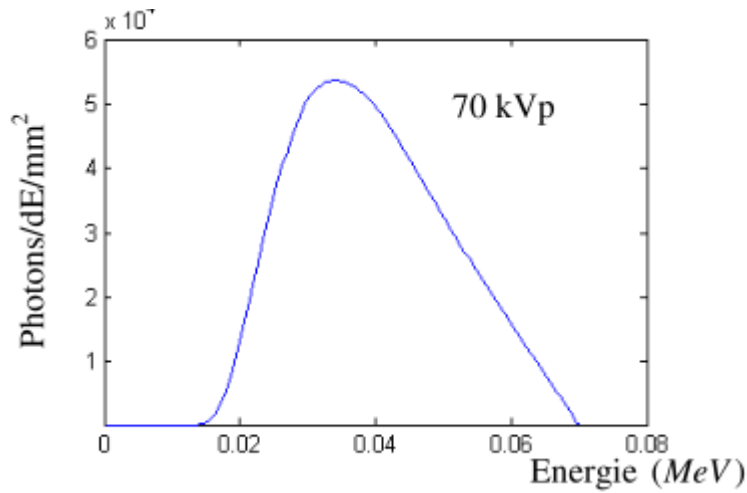


Figure 28 : Spectre traversant le matériau, issu du système EOS à 70 kVp

Afin d'obtenir le coefficient d'atténuation massique, on utilise les tables et graphiques qui figurent sur le site du National Institute of Standards and Technology Physics Laboratory.

2.2 Génération d'une radiographie simulée

Maintenant que l'on connaît l'épaisseur que chaque rayon X traverse, ainsi que les matériaux qui constituent une structure, on peut générer une DRR ou Digitally Reconstructed Radiograph (radiographie simulée). Pour cela, on part des informations obtenues du scanner. La figure ci-après illustre le principe de cette méthode.

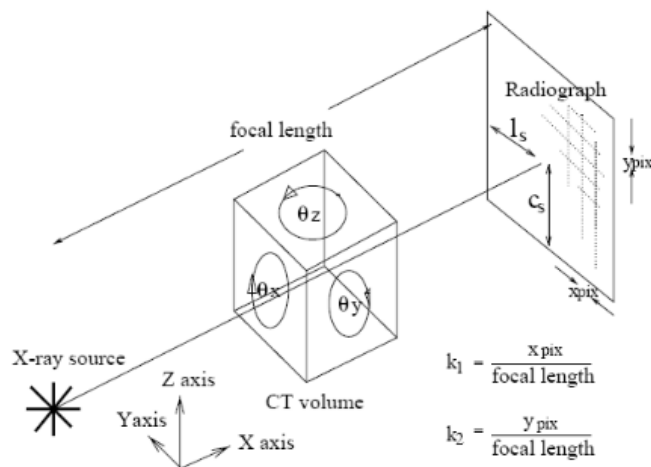


Figure 29 : Méthode pour générer une DRR

3 Matériels & Méthodes

3.1 Principe du modèle pseudo-volumique

Ce modèle est basé sur une description de la vertèbre que l'on a assimilé à, d'une part, un volume d'os spongieux, et de l'autre un coefficient d'atténuation constant.

Une épaisseur d'os cortical entoure le volume d'os spongieux.

3.2 Création des modèles pseudo-volumiques

3.2.1 Surface externe

Pour mener l'étude, nous utilisons les surfaces externes que le Bras & Coll a définies et qui sont obtenues par déformation d'un modèle produit par du CT-scan.

3.2.2 Epaisseurs d'os cortical

Nous prenons un modèle d'épaisseur s'appuyant sur la littérature pour les pédicules et le corps vertébral, et sur la segmentation de coupes de CT-scan pour l'arc postérieur.

3.2.3 Création du modèle

On définit un ensemble de points atomiques comme l'illustre la figure ci-après.

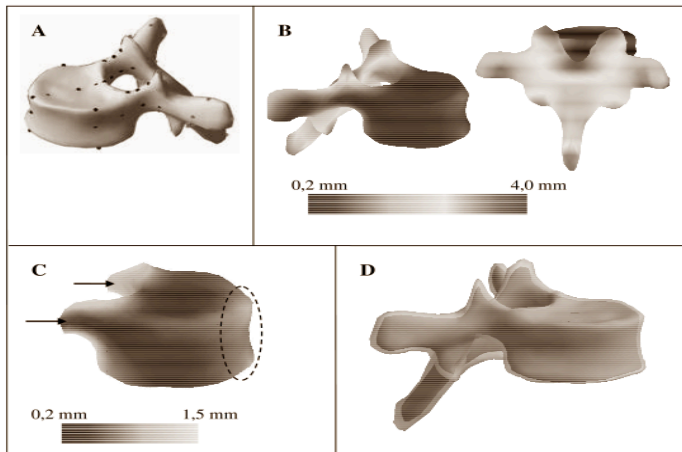


Figure 30 : Les points atomiques

Figure A : repères ponctuels anatomiques pour la distribution des épaisseurs d'os cortical

Figure B : Carte des épaisseurs

Figure C : Emphase sur les pédicules et le corps vertébral montre qu'il y a d'importante différence au niveau du mur antérieur.

Figure D : modèle pseudo-volumique

3.3 Evaluation du modèle pseudo-volumique

3.2.1 Vérification des hypothèses de modélisation

On vérifiera ici les hypothèses de modélisation sur lesquelles nous avons basé cette étude, c'est-à-dire la structure à deux milieux homogènes. On va alors utiliser une acquisition CT-scan in vitro de vertèbres C7 à T8 d'un rachis. On utilise le logiciel SliceOmatic pour segmenter la vertèbre T7 du rachis. On segmente ensuite la vertèbre pour obtenir les deux milieux homogènes. La figure ci-après illustre le processus.

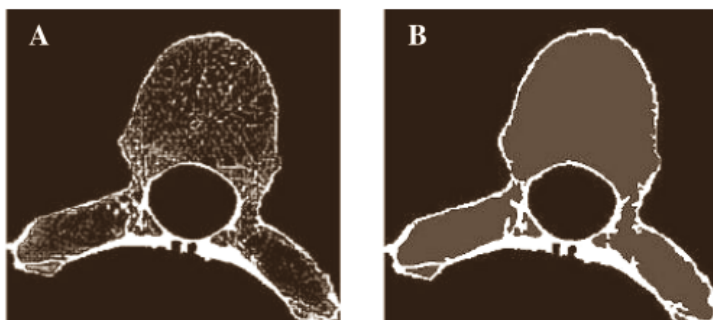


Figure 31 : Coupe A : CT-scan d'une vertèbre T7/ coupe B : Seuillage pour isoler les deux milieux

Après, à partir des coupes obtenues, on génère des radiographies simulées en vues sagittale et frontale. Puis on compare les résultats visuellement d'abord. Ensuite, on a aussi utilisé un critère quantitatif qui est donné par la formule suivante :

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

I = radiographie simulée à partir des coupes CT-scan originales

J = la radiographie simulée à partir des coupes CT-scan segmentées en deux milieux

R = Le coefficient de corrélation qui existe entre les deux radiographies. Ceci sera égal à 1 si les deux images sont identiques. Une valeur proche de 1 nous permet donc de dire que les deux radiographies sont similaires.

3.2.2 Evaluation des radiographies simulées

Ici, nous allons faire une évaluation de la qualité des radiographies obtenues. Pour cela, on utilisera le système EOS disponible au Laboratoire de Biomécanique.

On reconstruit d'abord la vertèbre T10 suivant la méthode de Pomero & Coll. Puis à partir de cette reconstruction 3D, on reproduit le modèle pseudo-volumique.

Pour évaluer ce modèle, on compare les radiographies simulées aux EOS en utilisant les mêmes méthodes que pour l'évaluation des hypothèses.

3.2.3 Temps de génération des radiographies simulées

On a utilisé un ordinateur Pentium 4, de 2 GB de RAM et avec un processeur à 3,4 GHz pour calculer le temps nécessaire pour la régénération de radiographies simulées.

4 Résultats

4.1 Vérification des hypothèses de modélisation

La figure suivante illustre les résultats obtenus.

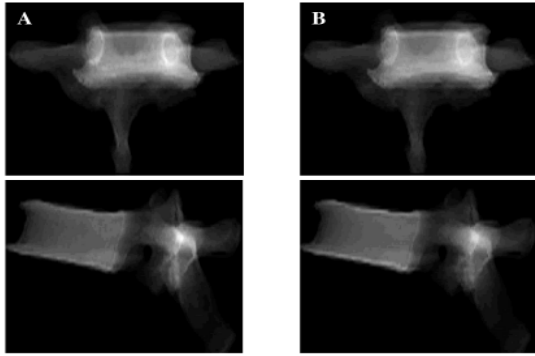


Figure 31 : Radiographies sagittales et frontales simulées

Figure A : Résultats obtenus à partir des coupes CT-scan originales

Figure B : Résultats obtenus à partir des coupes segmentées en deux milieux

4.2 Evaluation des radiographies simulées

Pour les radiographies frontales, le coefficient de corrélation croisée est à 0,94 et pour les radiographies sagittales, ceci est à 0,92. Ce qui nous permet de dire que les images réelles et simulées ont une forte similarité.

4.3 Temps de génération des radiographies simulées

Pour chacune des vertèbres, le temps de génération est de 38 ms.

5 Discussion

Rappelons que la création d'un modèle pseudo-volumique permettant de générer des radiographies simulées réalistes étant notre objectif.

5.1 Création du modèle

Nous nous sommes appuyés sur les études de la littérature pour la modélisation des pédicules et du corps vertébral qui sont les zones anatomiques les plus importantes.

On construit les modèles pour chaque niveau de vertèbre (T1 à L5) par une étude bibliographique.

5.2 Evaluation du modèle

5.2.1 Vérification des hypothèses de modélisation

Il y a une très forte similarité entre les deux radiographies obtenues avec des coefficients de corrélation très proche de 1. Ce résultat obtenu nous permet donc de confirmer la véracité de l'hypothèse de structure à deux milieux homogènes.

5.2.2 Evaluation des radiographies simulées

D'après l'évaluation in vitro effectuée, on conclut également que les deux radiographies que présentent une très forte similarité, avec des coefficients de corrélation supérieur à 0,91, donc, très proche de 1.

Ce résultat nous permet de poursuivre notre étude concernant le développement de techniques de recalage par traitement d'images. Ceci est basé sur la segmentation des radiographies ou sur des mesures de similarité.

5.2.3 Temps de génération des radiographies simulées

Comme on l'a vu précédemment, ceci est de 38ms. Et on a utilisé pour cela les méthodes classiques de lancer de rayons. Si l'on compare avec la méthode de Spoerk et al., utilisant une implémentation dans le micro-processeur, on obtient des résultats différents. Le temps de génération serait par exemple de 150 ms pour une vertèbre de volume 1 728 000 voxels. Ce qui dit que la méthode classique nous permet de réduire le temps de génération.

6 Conclusion

Nous avons vu les limites des modèles surfaciques et avons proposé des modèles pseudo-volumiques.

Ces modèles nous permettent d'assimiler la vertèbre à deux milieux homogènes qui ont chacun un coefficient d'atténuation et densité constants. On a créé les modèles, puis en les évaluant, nous observant, qu'on peut très bien les utiliser pour générer des radiographies simulées réalistes. Ce qui nous permet donc d'extraire de ces modèles des informations bien valides.

Ce résultat nous permet également de poursuivre nos études sur des méthodes basées sur le traitement des images.

Nous avons vu les limites des modèles surfaciques et avons proposé des modèles pseudo-volumiques.

Ces modèles nous permettent d'assimiler la vertèbre à deux milieux homogènes qui ont chacun un coefficient d'atténuation et densité constants. On a créé les modèles, puis en les évaluant, nous observant, qu'on peut très bien les utiliser pour générer des radiographies simulées réalistes. Ce qui nous permet donc d'extraire de ces modèles des informations bien valides.

Ce résultat nous permet également de poursuivre nos études sur des méthodes basées sur le traitement des images.

CHAPITRE 6 : RECONSTRUCTION 3D DU RACHIS A PARTIR D'UN MODELE PARAMETRE, D'INFERENCES STATISTIQUES ET DE RECALAGE PAR TRAITEMENT D'IMAGE

1 Introduction

Dans cette partie, notre objectif est d'inclure les techniques de recalage par traitement d'image dans la méthode de reconstruction du rachis. On cherche ici alors à semi-automatiser le processus de reconstruction par traitement d'image.

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

Si l'on résume le processus de cette méthode, il y a deux niveaux qui, comme les méthodes précédentes nous permet d'obtenir un modèle personnalisé tout d'abord, à partir des radiographies biplanes et l'identification et ajustement de quelques primitives ; puis un modèle personnalisé qui se déroule en deux étapes dont :

- L'ajustement fin de la position et de la forme des pédicules et des corps vertébraux
- L'ajustement de la forme des arcs postérieurs.

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

3.1 Principes de la méthode

La figure ci-après illustre immédiatement le déroulement de la méthode

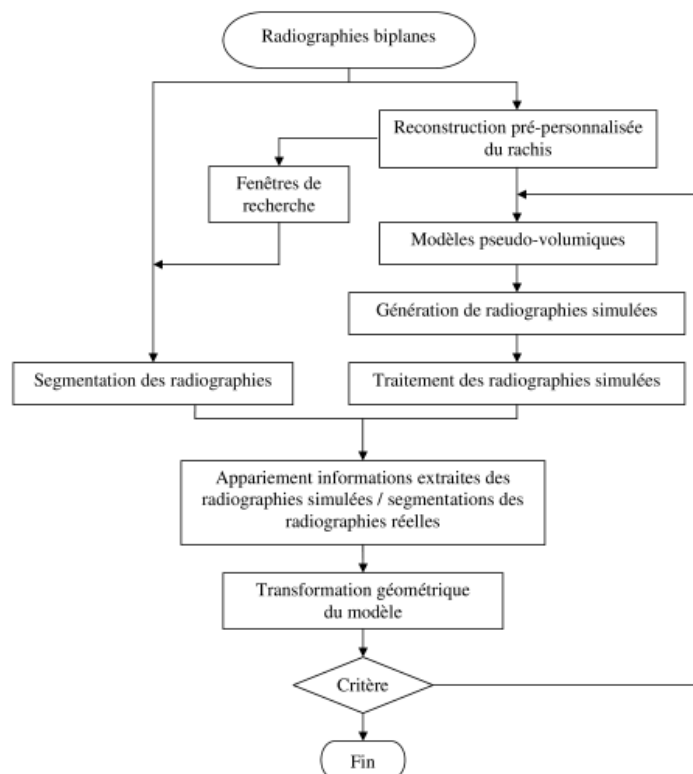


Figure 33: Le principe de la méthode

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

On extrait les informations des radiographies simulées à partir des corps vertébraux des modèles pseudo-volumiques. Après, on utilise la méthode de génération des radiographies pour effectuer le recalage tridimensionnelle. Voici la figure illustre mieux cela.

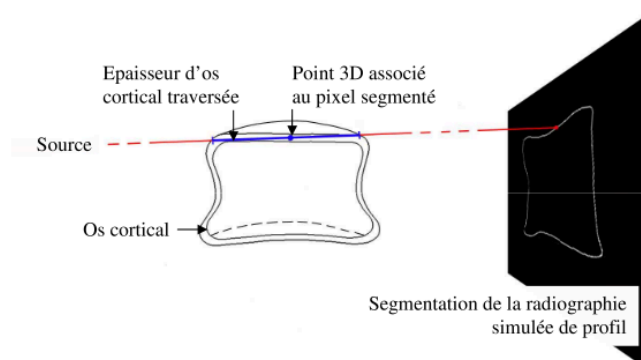


Figure 34: Recherche à partir des informations qu'on a extraites de la radiographie

3.3 Segmentation des radiographies

On va chercher ici des zones de recherche réduites afin d'obtenir des résultats plus précis. Pour cela, on part d'un modèle pré-personnalisé pour définir des fenêtres de recherches autour

des murs vertébraux et des plateaux. On applique ensuite des techniques de traitement des images afin de faire la segmentation de ces parties dans la radiographie.

3.4 Processus d'appariement - recalage

Ce processus est basé sur la méthode de type Iterative Closest Point ou ICP.

L'appariement-recalage se poursuivent jusqu'à obtention de résultats satisfaisants.

Ensuite, on réalise le recalage. Ceci s'effectue en deux étapes dont un premier recalage affine et un recalage par partie.

3.5 Conclusion intermédiaire

On utilise une méthode basée sur le traitement des radiographies simulées à partir des modèles pseudo-volumiques ainsi qu'une autre sur la segmentation des radiographies réelles qu'on a effectué dans des zones ou plutôt des fenêtres de recherche réduites, pour la méthode de recalage des corps vertébraux.

4 Recalage des pédicules en utilisant des mesures de similarité

Dans cette partie, on va aborder une autre approche qui est basée sur des mesures de similarité pour le recalage des pédicules

4.1 Matériel & Méthodes

4.2.1 Principe de la méthode

Pour mettre en place cette méthode, nous allons nous baser sur la radiographie frontale. La figure ci-après montre le processus de la méthode.

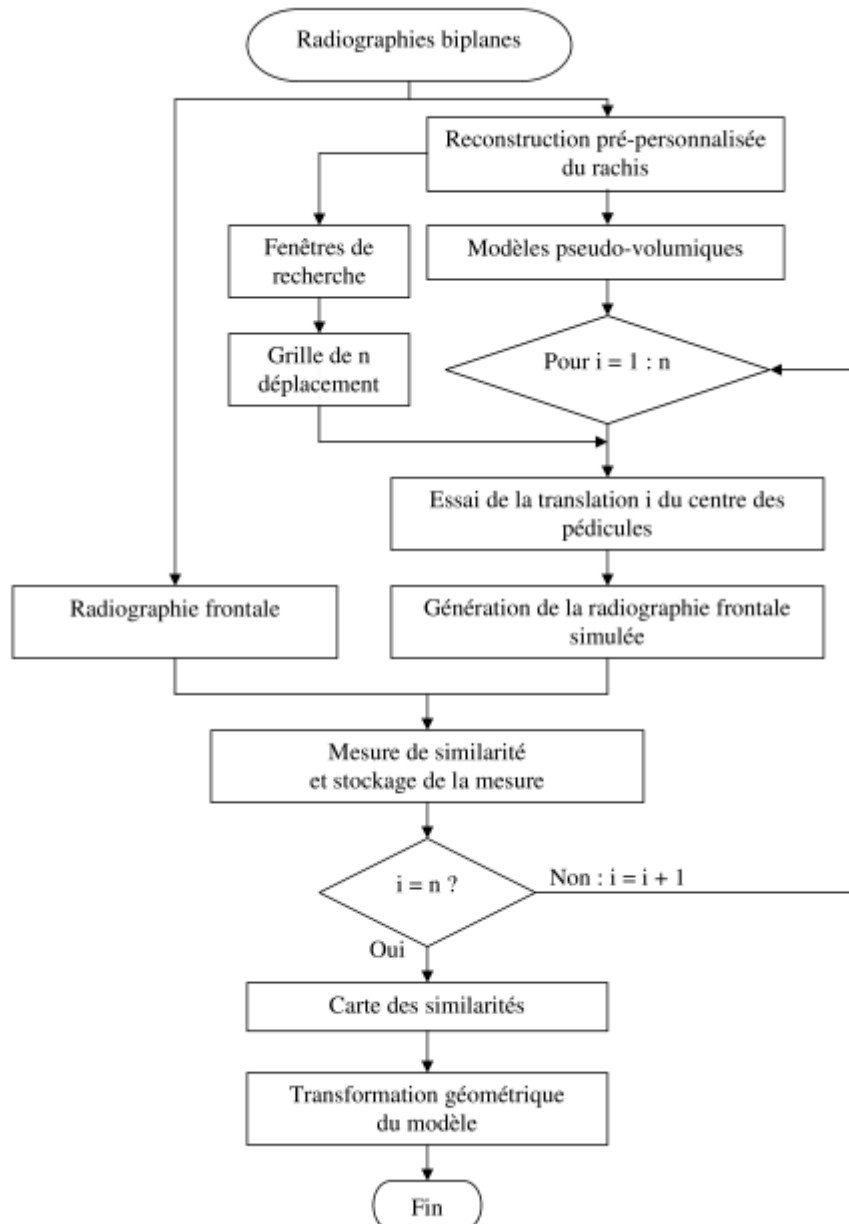


Figure 35: Le principe de la méthode de recalage des pédicules s'appuyant sur des mesures de similarité

4.2.2 Fenêtre de recherche et grille de déplacement

Ici encore, on va rétrécir la zone de recherche afin d'obtenir des résultats bien précis. Et nous faisons comme pour la méthode de recalage des corps vertébraux à partir de la segmentation de la radiographie.

On définit des fenêtres de recherche autour des centres de pédicules du modèle pré-personnalisé. Ensuite, on applique une grille de déplacement pour connaître les translations autorisées.

4.2.3 Déplacement du pédicule

On peut connaître les régions anatomiques qui sont traversées par les rayons X simulés grâce à la méthode de génération des radiographies simulées. On isole ensuite de cette région la zone qui correspond au pédicule qui sera translatée dans la zone de recherche.

4.2.4 Mesure de similarité

On mesure la similarité entre la radiographie réelle et l'image simulée. Les trois critères de similarité à prendre en compte pour cela sont selon l'étude de Penney & Coll : Gradient correlation, Gradient difference, et Pattern intensity.

Et pour notre cas, c'est le gradient corrélation qui a permis d'obtenir les meilleurs résultats en termes de robustesse et de précision.

4.2.5 Carte des similarités

On obtient une carte de similarité à partir du corrélation des gradients et du déplacement de chacun des centres de pédicules suivant la grille de déplacement.

A travers cette carte, on observe la distribution de la mesure de similarité selon les translations du pédicule.

4.2.6 Optimisation

Si la position recherchée du centre du pédicule n'est pas identifiée, à cause des contours parasites, du bruit ou autre, on va faire une optimisation d'une fonction de coût basée sur la cohérence du déplacement des deux pédicules et sur la valeur des maxima locaux.

4.2.7 Déplacement 3D du pédicule

On définit le barycentre 3D du pédicule sur le modèle de vertèbre en se basant sur celui du 2D optimal issu de la radiographie frontale.

Ceci est représenté sur l'axe du repère local de la vertèbre, comme le montre la figure ci-après.

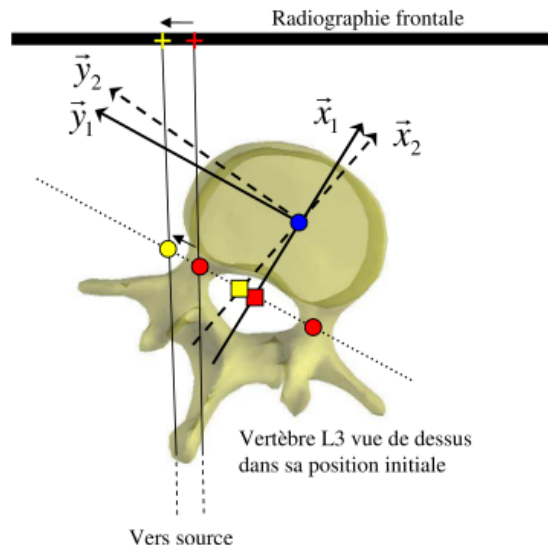


Figure 36 : Le déplacement 3D du pédicule

4.3.8 Evaluation de la méthode

Rappelons que l'objectif de cette méthode est de semi-automatiser les ajustement des pédicules. Ce, afin de permettre une reconstruction personnalisée.

Pour cela, voici, en figure les procédés qu'on a effectué.

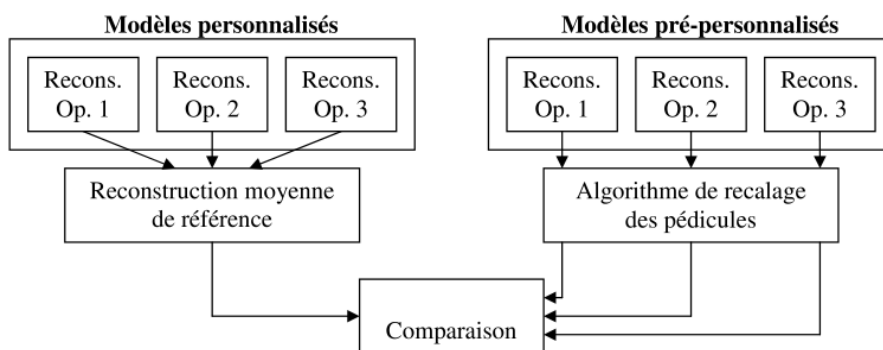


Figure 37 : Le processus d'évaluation

4.2 Résultats et discussion

Pour savoir si les résultats obtenus sont satisfaisants, on calcul les écarts à la référence. Et voici la conclusion suivant le résultat obtenu :

- Ecart à la référence < 0,9 mm pour IC à 68% ---> centre de pédicules très bien recalés

- $0.9 \text{ mm} < \text{Ecart à la référence} < 1.8 \text{ mm}$ pour IC à 95% ---> centre de pédicules bien recalés
- $1.8 \text{ mm} < \text{Ecart à la référence} < 2.7 \text{ mm}$ pour IC à 99% ---> pédicules probablement mal recalés
- $2.7 \text{ mm} < \text{Ecart à la référence} \text{ --- } >$ pédicules mal recalés.

4.3 Conclusion intermédiaire

Dans ce chapitre, nous avons vu la méthode de recalage des pédicules en se basant sur les mesures de similarités. Et selon les résultats obtenus, l'ajustement de la grande majorité des pédicules a été approuvable.

Maintenant, nous allons faire une évaluation d'une autre méthode de reconstruction qui s'appuie sur les inférences statistiques, les algorithmes de recalage par traitement d'image et par les modèles paramétrés.

5 Evaluation de la méthode

5.1 Protocole de reconstruction (étape 2.1)

On lance un par un les vertèbres L5 à t1 pour cette méthode. On fait d'abord le recalage des corps vertébraux. Vient ensuite le recalage rigide des pédicules.

L'opérateur vérifie et corrige chaque fois les vertèbres recalées lors du traitement de l'image.

5.2 Reproductibilité de position et temps de reconstruction

5.2.1 Patients, analyses radiographiques et opérateurs

On fait exactement comme pour la méthode de reconstruction basée sur des inférences statistiques et des modèles paramétrés.

5.2.2 Evaluation de la position

Tout comme les méthodes précédentes, on évalue l'intervalle de confiance à 95% sur la reproductibilité de position avec le calcul du 2RMS_{3D} . Quant à l'orientation et la position des vertèbres, on les estime à partir de la séquence d'angles L-S-A.

5.2.3 Temps de reconstruction

Pour cette étape, on évalue le temps de reconstruction qui est nécessaire pour chaque opérateur. Ce temps inclut le temps pour les vérifications, les modifications et la segmentation.

6 Résultats

6.1 Reproductibilité de position

Le résultat de la reproductibilité de position est résumé dans le tableau ci-après :

Tableau : Résultat de reproductibilité de position et d'orientation en fonction des sujets

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

6.2 Temps de reconstruction

Le résultat qu'on obtient avec cette méthode est qu'on peut réduire à 8 minutes, si c'était de 10 minutes auparavant le traitement d'image pour semi-automatiser l'étape 2.

7 Discussion

7.1 Reproductibilité de position

Cette fois encore, on remarque que si la scoliose augmente, la reproductibilité de position baisse.

On remarque aussi que la reproductibilité semble un peu améliorée pour la reproductibilité pour la Rotation Vertébrale Axiale. Mais pour le reste, (position et orientation), cela reste à peu près identique.

7.2 Temps de reconstruction

En effectuant le traitement d'image, on gagne 2 minutes sur l'étape 2.1 Ici, l'opérateur vérifie et retouche les vertèbres au fur et aux mesures du processus de recalage. Et au final, cela lui fait gagner du temps pour la reconstruction qui dure au total 8 minutes.

8 Conclusion

Dans cette dernière partie du travail, nous avons pu mettre en place et évaluer une méthode de reconstruction semi-automatique.

Pour cela, on s'est basé sur :

- Des modèles paramétrés
- Des inférences statistiques
- Et des algorithmes de recalage 2D/3D par l'utilisation du traitement d'image.

Avec la nouvelle approche introduite, on a pu diviser en deux le temps de reconstruction nécessaire pour l'étape 2.1. Ce qui nous permet de réaliser la reconstruction entière en 8 minutes.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

AFNOR – Estimation et utilisation de l'incertitude des mesures et des résultats d'analyses et d'essai

Aubin, C.E. and Ballar, F. – Recge 3D Rigide de vertèbres à partir d'une seule radiographie 2D non calibrées

Baudoin, A. – 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.

Berdrant, S. – Modélisation Géométrique 3D in Vivo du Tronc Humain à partir de l'Imageur Basse Dose EOS

Champain, N. – Recherche des facteurs biomécaniques dans l'aggravation des scolioses idoopathiques

Dansereau, J. and Stokes – Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage

De Guise, J.A and Matel, Y – 3D biomedical modeling : merging image processing and compàuter aided design.

Dubousset, J. – Importance of the three-dimensional concept in the treatment of scoliotic deformities

Dumas, R – Analyse biomécanique de la correction des scolioses par la technique du modelage in situ

Huda, W. – Radiation doses and risks in chest computed tomography examinations.

Kamina, P. – Anatomie Clinique Tome I : Anatomie générale

Kapanji, I. Physiologie articulaire, Paris.

Lafage, V. – Simulation en éléments finis et analyse biomécanique des effets de la correction chirurgicale de scolioses par instrumentation Cotrel-Dubosset.

Laporte, S. – Reconstruction 3D du squelette humain pour la biomécanique par radiographie biplane à dose minimale d'irradiation.

Le Bars, A. – Exploration des potentialités du système EOS pour la caractérisation mécanique des structures osseuses : application à l'extrémité supérieure du fémur.

Mitulescu, A. – Contribution à la reconstruction tridimensionnelle du rachis et du bassin à partir de la stéréoradiographie conventionnelle et basse dose

Peracy, M.J- Stereo radiograph of lumbar spine motion

Perdriolle, R : La scoliose, son étude tridimensionnelle

Rainaut, J. Les scolioses. Paris. Ellipse.

Richards, B.S : Measurement error in assessment of vertebral rotation using the Perdriolle torsionmeter.

Stokes, I. A – 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.

Trochu, F. – A contouring program based on dual kriging interpolation

Weiss,H.R – Measurement of vertebral rotation : Perdriolle versus Raimondi