N° d'ordre : 2002-21 ECOLE DOCTORALE 432

Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Centre de Paris

THÈSE

présentée pour obtenir le titre de

DOCTEUR
de
L'ÉCOLE NATIONALE SUPÉRIEURE
D'ARTS ET MÉTIERS

Spécialité : Mécanique

par

Raphaël DUMAS

ANALYSE BIOMECANIQUE DE LA CORRECTION DES SCOLIOSES PAR LA TECHNIQUE DU MODELAGE IN SITU

---

soutenue le 14 novembre 2002 devant le jury composé de

M.	J.	DUBOUSSET	Professeur, Hôpital S^{t} Vincent de Paul, Paris	Président
M.	T.	BRETHEAU	Directeur de recherche au CNRS, Paris	
M.	F.	LAVASTE	Professeur à l'ENSAM, Paris	
M.	F.X.	LEPOUTRE	Professeur à l'Université de Valenciennes	Rapporteur
M.	K.	MAZDA	Professeur, CHU Robert Debré, Paris	Rapporteur
M.	D.	MITTON	Maître de Conférences à l'ENSAM, Paris	
M.	P.	ROUSSOULY	Docteur au Centre des Massues, Lyon	
MM.	W.	SKALLI	Professeur à l'ENSAM, Paris	
M.	J-P.	STEIB	Professeur, Hôpitaux Universitaires de Strasbourg	

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

A ma famille

A mes amis

Remerciements

Je remercie le Professeur François Lavaste, Directeur du *Laboratoire de Biomécanique*, pour son accueil et les discussions enrichissantes au sein de son équipe de recherche.

Merci également au Professeur Wafa Skalli, pour avoir dirigé cette thèse avec une grande rigueur scientifique et pédagogique, une confiance et une liberté d'approche, et pour sa passion de la biomécanique du rachis qu'elle a su faire partager.

Un grand merci à David Mitton, Maître de Conférence, pour avoir co-dirigé cette thèse avec toute son écoute et sa disponibilité, et pour ses compétences et ses conseils avisés.

Je tiens à remercier le Professeur Jean-Paul Steib, pour m'avoir accueilli au sein du service de Chirurgie Orthopédique des Hôpitaux Universitaires de Strasbourg, pour sa volonté de réflexion et de compréhension de la mécanique des scolioses qu'il a su transmettre tout au long de ce travail et pour le soutien qu'il a apporté à ce projet à travers l'association *AGIRS*.

Je tiens aussi à remercier Monsieur Guy Viart, Président de la société Eurosurgical pour l'intérêt et le soutien qu'il porta à ce travail, en s'investissant pleinement dans ce partenariat universitaire, clinique et industriel.

Je souhaite exprimer mon respect au Professeur Jean Dubousset et au Docteur René Perdriolle pour avoir éclairé ce travail de leur expérience et de leur humanisme.

Je remercie l'ensemble des membres du Jury pour avoir accepté de juger ce travail.

Merci à tous les chercheurs, le personnel et les étudiants du *Laboratoire de Biomécanique*, pour l'esprit d'entraide et d'entente qui règne au sein du laboratoire, pour leur attachement à un travail d'équipe et un travail de qualité ; tout particulièrement à Benjamin Aubert, Thomas Brazier, Yasmina Chaibi, Nicolas Champain, Bertrand Frechede, Emeric Gallard, Virginie Lafage, Sébastien Laporte, Anthony Le Bras, Vincent Pomero, Mélanie Savidan ; à Christophe Canu et Vanessa Valminos ; et enfin à Philippe Bataille, Yoann Lafon et Damien Quidet.

Que ma famille, mes proches et mes amis trouvent ici toute mon affection, mon amitié, et ma profonde reconnaissance pour m'avoir soutenu jusqu'ici.

En espérant que ceux que j'aurais oubliés veuillent bien me pardonner.

Tables des matières

INTRODUCTION GENERALE **7**

CHAPITRE 1 : ANATOMIE DU RACHIS, DEFORMATION SCOLIOTIQUE ET CORRECTIONS CHIRURGICALES **9**

1 ANATOMIE DU RACHIS **10**
1.1 REPERE DE REFERENCE DU RACHIS 10
1.2 POSTURE RACHIDIENNE 10
1.3 VERTEBRES ET BASSIN 11
1.4 ASPECTS LIGAMENTAIRES ET MUSCULAIRES 15
1.5 ASPECTS NEUROLOGIQUES 17
2 DEFORMATION SCOLIOTIQUE **18**
2.1 ETIOLOGIE 18
2.2 DEFORMATIONS GLOBALES DU RACHIS 18
2.3 DEFORMATIONS LOCALES DU RACHIS 20
2.4 REPERES DE REFERENCE DE LA DEFORMATION SCOLIOTIQUE 21
3 CORRECTIONS CHIRURGICALES **23**
3.1 FUSION OSSEUSE 23
3.2 INSTRUMENTATIONS DE PREMIERE GENERATION 24
3.3 INSTRUMENTATIONS DE SECONDE GENERATION 25
3.4 INSTRUMENTATION DE TROISIEME GENERATION 26
3.5 INSTRUMENTATIONS DE QUATRIEME GENERATION 27
3.6 CHIRURGIE MODERNE DE LA SCOLIOSE 28
4 SYNTHESE **29**

CHAPITRE 2 : ETUDE BIBLIOGRAPHIQUE **30**

1 ANALYSE TRIDIMENSIONNELLE SEGMENTAIRE **31**
1.1 ROTATION AXIALE DANS LE PLAN TRANSVERSAL 31
1.2 ROTATION AXIALE DANS LE PLAN FRONTAL 32
1.3 POSITION VERTEBRALE ET PELVIENNE DANS LE PLAN SAGITTAL 33
1.4 VERS LA RECONSTRUCTION TRIDIMENSIONNELLE 35
1.5 ANALYSE TRIDIMENSIONNELLE PAR RADIOGRAPHIES MULTI-PLANAIRES 37
1.6. ANALYSE PAR MESURE DIRECTE DES VERTEBRES 41
1.7 SYNTHESE 42

2 PROBLEMATIQUE DU CALIBRAGE POUR LA MESURE MULTI-PLANAIRE 45
2.1 CONDITIONS D'OBTENTION DES VUES 45
2.2 RELATION DE PROJECTION 46
2.3 METHODE DE CALIBRAGE 48
2.4 SYNTHESE 51
3 EVALUATION DE LA CORRECTION CHIRURGICALE 53
3.1 ANALYSE DE LA CORRECTION GLOBALE 53
3.2 ANALYSE DE LA CORRECTION SEGMENTAIRE 56
3.3 SYNTHESE 61
4 SIMULATIONS DE LA CORRECTION CHIRURGICALE 62
4.1 MODELISATION DU RACHIS 62
4.2 SIMULATION DE LA CORRECTION 65
4.3 SYNTHESE 67

CHAPITRE 3 : TRAVAUX PERSONNELS 70

1 METHODE DE CALIBRAGE EXPLICITE ET DISPOSITIF SPECIFIQUE DE STEREORADIOGRAPHIE 72
1.1 INTRODUCTION 72
1.2 MATERIELS ET METHODE 73
1.3 RESULTATS 79
2.4 DISCUSSION 80
2.5 CONCLUSION 81
2 VALIDATION DE L'ORIENTATION TRIDIMENSIONNELLE RELATIVE DES VERTEBRES RECONSTRUITES PAR RADIOGRAPHIES BI-PLANAIRES 83
2.1 INTRODUCTION 83
2.2 MATERIELS ET METHODES 84
2.3 RESULTATS 88
2.4 DISCUSSION 91
2.5 CONCLUSION 92
3 ANALYSE SEGMENTAIRE QUANTITATIVE 3D DE PATIENTS SCOLIOTIQUES OPERES PAR LA TECHNIQUE DU MODELAGE IN SITU 94
3.1 INTRODUCTION 94
3.2 MATERIELS ET METHODES 95
3.3 RESULTATS 98
3.4 DISCUSSION 101
3.5 CONCLUSION 103
4 CORRECTION CHIRURGICALE DES SCOLIOSES PAR LA TECHNIQUE DU MODELAGE IN SITU : ANALYSE DE LA DETORSION 104
4.1 INTRODUCTION 104
4.2 MATERIELS ET METHODES 105
4.3 RESULTATS 107
4.4 DISCUSSION 110
4.5 CONCLUSION 113
5 SIMULATION EN ELEMENTS FINIS DE LA CORRECTION DES DEFORMATIONS DU RACHIS PAR LA TECHNIQUE DU MODELAGE IN SITU .. 116
5.1 INTRODUCTION 116
5.2 MATERIELS ET METHODES 117
5.3 RESULTATS 123
5.4 DISCUSSION 126
5.5 CONCLUSION 127

CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES **129**

INDEX DES FIGURES **132**

INDEX DES TABLEAUX **133**

RÉFÉRENCES **134**

ANNEXES **147**

A.1 LISTES DES PUBLICATIONS **148**
A.2 ANNEXES A LA METHODE DE CALIBRAGE EXPLICITE **151**
A.3 DONNEES RADIOLOGIQUES DES PATIENTS DE L'ETUDE **152**

Introduction générale

Ce travail doit tout d'abord être situé dans son contexte global. Il s'agit d'un projet de recherche aux partenariats multiples : à la fois universitaire, clinique et industriel. Depuis de nombreuses années, le *Laboratoire de Biomécanique* (*CNRS-ENSAM Paris*) travaille en étroite collaboration avec des chirurgiens et des entreprises orthopédiques pour l'analyse et la compréhension de la chirurgie ostéo-articulaire (évaluations expérimentales et numériques de prothèses, outils d'aide au diagnostique, outils d'analyse de la technique opératoire).

Plus particulièrement, au niveau de la biomécanique du rachis, son expertise s'est portée sur l'étude des déformations scoliotiques. La scoliose est une déformation tridimensionnelle complexe du rachis. Sous une forme progressive chez le sujet jeune en période de croissance ou sous une forme dégénérative chez le sujet âgé, elle peut entraîner une gêne esthétique, fonctionnelle et/ou cardio-respiratoire et peut nécessiter un traitement orthopédique ou chirurgical.

Le travail du *Laboratoire de Biomécanique* dans ce domaine a conduit au développement de différents outils d'analyse afin d'appréhender la problématique de la scoliose sous divers angles.
Ces approches se situent à l'échelle globale : analyse des mobilités et de la posture des sujets par systèmes optoélectroniques (*Ployon et coll., 1997*) ou ultrasonores, mesures tridimensionnelles du rachis par radiographies multi-planaires (*Mitulescu et coll., 2002*), modélisation des efforts musculaires de sujets souffrant de troubles posturaux (*Pomero, 2002*), simulation par éléments finis de corrections chirurgicales (*Leborgne, 1998, Lafage et coll.,* 2002).
Ces approches se situent aussi à l'échelle locale : mesures fines de la morphologie de spécimens de vertèbres scoliotiques par systèmes électromagnétiques (*Leborgne et coll., 1995*), suivi du mouvement des vertèbres au cours de la chirurgie (*Lecire-Lilloni et coll., 1999*).
De plus, les études menées sur les déformations scoliotiques ont été longitudinales (pré, per et post opératoires), permettant le suivi des sujets scoliotiques dans la progression de la déformation et le retenti de la chirurgie.

Concernant la chirurgie correctrice des scolioses, les instrumentations et les techniques chirurgicales modernes sont basées sur l'utilisation de deux tiges attachées au rachis, à plusieurs niveaux, par l'intermédiaire de nombreux crochets ou vis. L'utilisation de ces implants sert, d'une part, à produire un geste de correction sur les vertèbres et, d'autre part, à stabiliser et maintenir le rachis après l'opération (le temps d'obtenir une fusion osseuse). Parmi les différents gestes de correction, la technique du modelage in situ a vu le jour en 1993. L'idée d'obtenir la correction de la déformation par les cintrages successifs d'une tige attachée au rachis a été mise au point par le Professeur J. P. Steib (*Hôpitaux Universitaires de Strasbourg*) et fait appel à des implants adaptés, développés par la société *Eurosurgical* (Beaurains, France). L'évaluation clinique, multi-centrique de cette technique a dors et déjà été commencée.
Au vu des études déjà menées au sein du *Laboratoire de Biomécanique*, sur la déformation scoliotique et sur d'autres instrumentations et techniques chirurgicales, il semble intéressant de prolonger cette expertise par l'analyse de la technique du modelage in situ.

L'objectif du présent travail, en partenariat entre le *Laboratoire de Biomécanique*, l'association *AGIRS* (*Hôpitaux Universitaires de Strasbourg*) et la société *Eurosurgical*, est l'analyse biomécanique de la technique du modelage in situ pour la correction des scolioses, au travers des différents outils que sont la radiographie multi-planaire pré et post opératoire et la simulation par éléments finis.

Dans un premier chapitre, seront brièvement présentés l'anatomie du rachis sain et scoliotique ainsi que différentes techniques chirurgicales existantes pour en réduire les déformations.

Un second chapitre est destiné à une étude bibliographique sur les moyens de mesure du rachis et sur la problématique spécifique de la mesure multi-planaire. L'existant des évaluations des corrections chirurgicales et des simulations de la chirurgie par éléments finis sera également étudié.

Les travaux personnels seront présentés dans le chapitre trois. Concernant les moyens d'analyse, il s'agit du développement d'un dispositif de stéréoradiographie et de la validation en terme de position des reconstructions tridimensionnelles ; concernant l'analyse proprement dite, il s'agit de l'étude tridimensionnelle de patients scoliotiques et de la simulation de la correction chirurgicale d'un cas d'hypercyphose et d'un cas de scoliose.

Chapitre 1 : Anatomie du rachis, Déformation scoliotique et Corrections chirurgicales

Cette partie vise à donner brièvement quelques points de repère sur l'anatomie du rachis : l'axe central du tronc, sous forme d'une tige segmentée, assurant la mobilité et la stabilité de la station érigée ainsi que la protection du système nerveux.

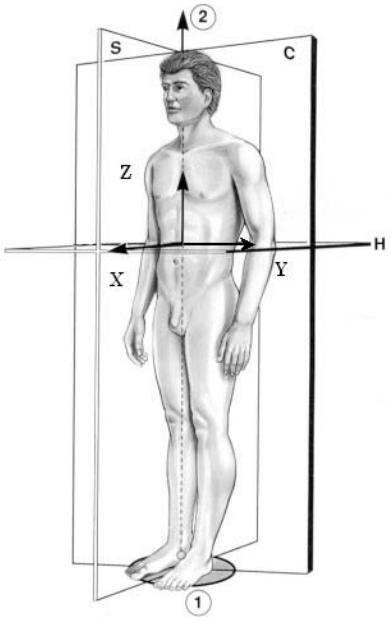
De ce point de vue, on s'intéressera au rachis sain et scoliotique ainsi qu'aux différentes techniques chirurgicales visant à corriger et rétablir au mieux une configuration physiologique.

1 Anatomie du rachis

Cette partie est destinée à donner quelques notions importantes à l'usage du biomécanicien.

1.1 Repère de référence du rachis

Directement lié à la fonction de stabilité, il convient de définir le repère de référence du corps, en posture debout et par rapport à la ligne de gravité. Ce repère global (Figure 1-1) est défini par l'axe postéro-antérieur X, l'axe latéral Y (orienté droite-gauche) et l'axe vertical Z (ascendant selon la ligne de gravité). On peut alors considérer le plan coronal (ou frontal) YZ (qui peut être défini comme parallèle au plan contenant les épines iliaques antéro-postérieures), le plan sagittal XZ (assimilable au plan de symétrie du corps) et le plan horizontal (ou transversal) (perpendiculaire à la ligne de gravité).
Selon la terminologie de la *Scoliosis Research Society* (*Stokes, 1994*), l'origine du repère est fixée au centre du plateau sacré.



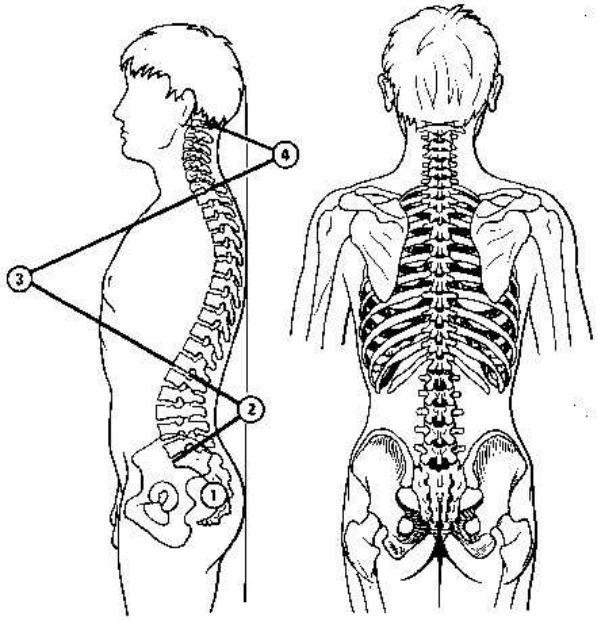
1 : Polygone de sustentation
2 : Ligne de gravité
X : Axe postéro-antérieur
Y : Axe latéral
Z : Axe vertical
C : Plan coronal (ou frontal)
S : Plan sagittal
H : Plan horizontal (ou transversal)

Figure 1-1 : Repère global (d'après *Dubousset, 1994*)

1.2 Posture rachidienne

Toujours au regard de la stabilité, afin de positionner la tête et le bassin au dessus du polygone de sustentation, le rachis est aligné dans le plan frontal et présente une succession de courbures inversées dans le plan sagittal (qui peuvent être assimilées à un pré–flambage favorisant la résistance statique).

On distingue la lordose cervicale, la cyphose thoracique, la lordose lombaire et la cyphose sacrée (Figure 1-2). Le rachis est en effet composé de quatre portions différentiables par la forme des vertèbres et leurs mobilités intervertébrales : 7 vertèbres cervicales, 12 thoraciques, 5 lombaires et 5 vertèbres sacrées fusionnées. La succession de ces segments peut aussi être décrite par trois charnières, cervico-thoracique, thoraco-lombaire et lombo-sacrée.



1 : Cyphose sacrée
2 : Lordose lombaire
3 : Cyphose thoracique
4 : Lordose cervicale

Figure 1-2 : Posture rachidienne (d'après *Kapanji, 1986*)

1.3 Vertèbres et bassin

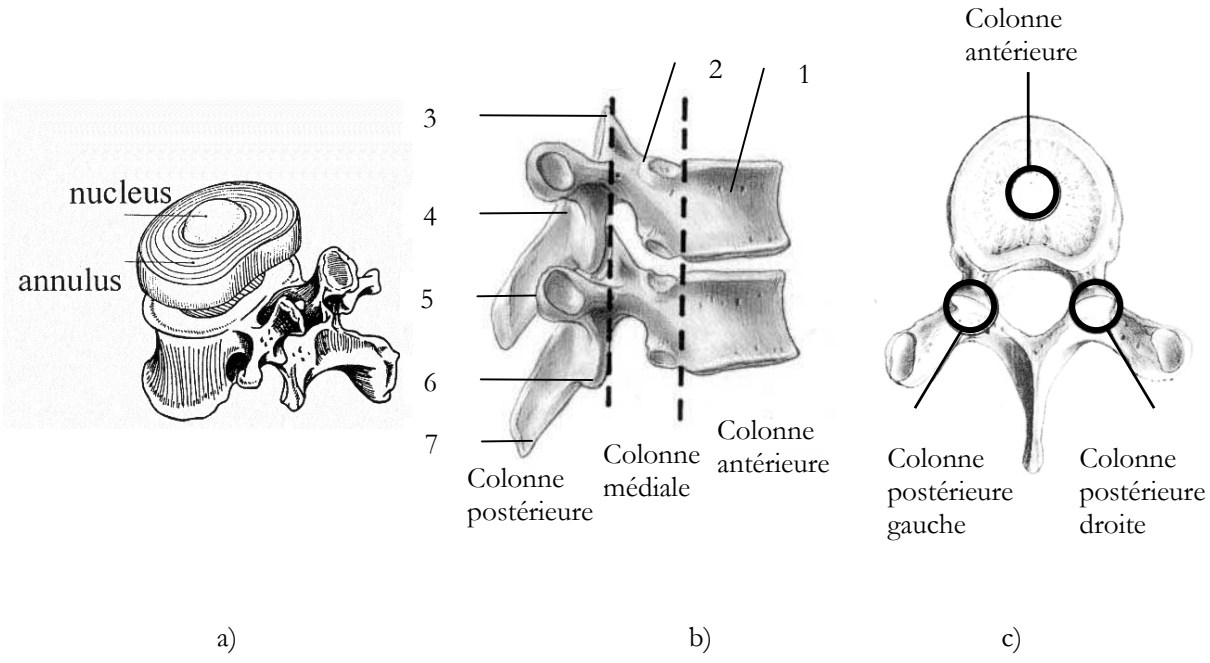
Au niveau de la mobilité du rachis, il convient d'analyser les éléments segmentaires qui le constituent, les vertèbres, le bassin et les côtes.

1.3.1 Géométrie vertébrale

Les vertèbres sont de formes très différentes en fonction de leur niveau mais conservent une architecture commune et sont unies entre elles (et avec le bassin) par une structure souple globalement cylindrique, le disque intervertébral (Figure 1-3 a).

Le rachis peut être décrit dans le plan sagittal selon trois zones, la colonne antérieure, médiale et postérieure (Figure 1-3 b). Il s'agit ici de la description anglo-saxonne (de F. Denis) tandis que la description plus connue en France (de R. Louis) correspond aux trois colonnes dans le plan

horizontal (Figure 1-3 c). Ce concept décrit plus particulièrement les trois articulations des vertèbres, le disque intervertébral et les facettes articulaires droites et gauches.



1 : Corps vertébral
2 : Pédicule
3 : Apophyse articulaire supérieure
4 : Lame
5 : Apophyse transverse
6 : Apophyse articulaire inférieure
7 : Apophyse épineuse

Figure 1-3: Architecture des vertèbres
a) Disque intervertébral (d'après *Kapanji, 1986*)
b) Les trois colonnes du rachis dans le plan sagittal (d'après *Dubousset, 1994*)
c) Les trois colonnes du rachis dans le plan horizontal (d'après *Dubousset, 1994*)

Pour les vertèbres, la partie antérieure correspond au corps vertébral, cylindrique et comportant deux plateaux cartilagineux globalement parallèles. Entre ces plateaux s'articule le disque intervertébral composé de deux parties, le nucleus pulposus (noyau gélatineux) et l'annulus fibrosus (anneau périphérique de fibres concentriques, obliques et croisées).
La partie médiale est constituée des deux pédicules. Enfin, la partie postérieure comprend les massifs articulaires, les apophyses transverses, les lames et l'apophyse épineuse.

On s'intéressera plus précisément aux vertèbres cervicales inférieures, thoraciques et lombaires (Figure 1-4).

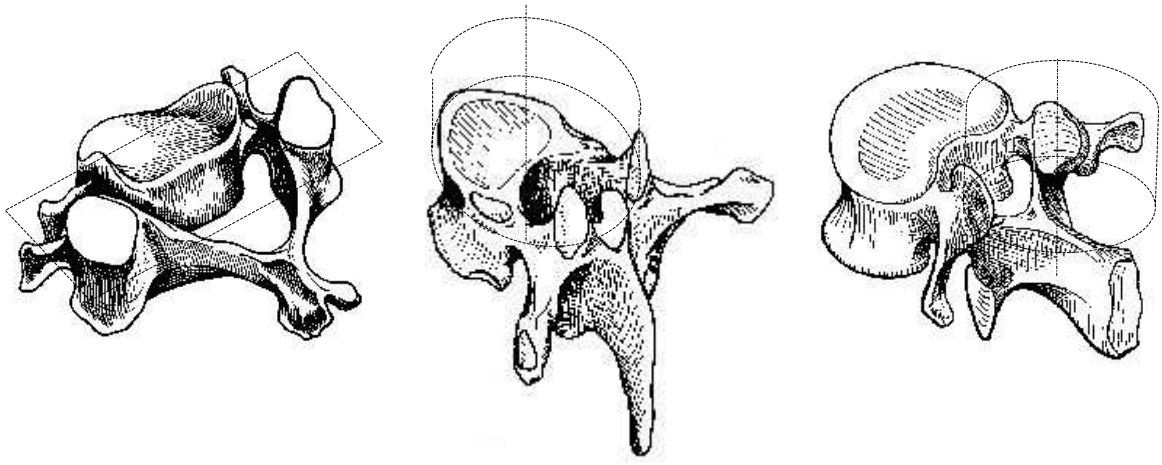


Figure 1-4 : Vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires (d'après *Kapanji, 1986*)
Morphologie des facettes articulaires

1.3.2 Vertèbres cervicales inférieures

Les vertèbres cervicales inférieures (C3-C7) ont un plateau supérieur avec une forme concave latéralement, au niveau de deux apophyses unciformes. Ces apophyses sont des butées lors des mouvements d'inclinaison latérale. Les facettes articulaires sont contenues dans des plans obliques (orientés fortement vers le haut et légèrement vers l'arrière pour la partie supérieure et orientés fortement vers le bas et légèrement vers l'avant pour la partie inférieure) conduisant à un couplage des mouvements d'inclinaison et de rotation axiale.

1.3.3 Vertèbres thoraciques et thorax

Les vertèbres thoraciques ont un corps vertébral légèrement en coin sur la partie antérieure (favorisant la courbure cyphotique). Les facettes articulaires sont contenues dans une surface cylindrique centrée sur le corps vertébral (regardant fortement en arrière et légèrement en haut pour la facette supérieure et regardant fortement en avant et légèrement vers le bas pour la facette inférieure) limitant le mouvement d'extension et favorisant la flexion. La rotation axiale des vertèbres a lieu autour d'un axe situé, de fait, dans le disque intervertébral qui est alors sollicité en torsion (et autorise une rotation d'une trentaine de degrés, *Kapanji, 1986*). L'amplitude des mouvements est néanmoins limitée par le thorax.
Au niveau des vertèbres thoraciques, sont en effet articulées les côtes, formant la cage thoracique, protectrice des appareils respiratoire et cardiaque, et qui joue un rôle important dans la ventilation par son volume variable.

1.3.4 Vertèbres lombaires

Les vertèbres lombaires ont un corps vertébral plus massif, étendu en largeur. Les facettes articulaires sont contenues dans une surface cylindrique centrée sur l'arrière (regardant fortement en dedans et légèrement en arrière pour la facette supérieure et regardant fortement en dehors et légèrement en avant pour la facette inférieure) favorisant flexion, extension et inclinaison latérale (également favorisées par une hauteur de disque importante). La rotation axiale des vertèbres a lieu autour d'un axe situé, dans ce cas, en zone postérieure sollicitant ainsi le disque intervertébral en cisaillement ce qui limite fortement le mouvement (à environ 5°, *Kapanji, 1986*).

1.3.5 Bassin

Le bassin est le véritable socle du tronc, transition entre le rachis et les membres inférieurs. Il est composé du sacrum, des os coxaux gauche et droit.
Le sacrum, composé de cinq vertèbres soudées, est la continuité du rachis. Il est articulé par un disque et deux facettes articulaires avec la dernière vertèbre lombaire. Le coccyx en est le prolongement inférieur (qui n'a pas de rôle fonctionnel particulier). De part et d'autre du sacrum, sont articulés les os coxaux (au niveau d'une articulation sacro-iliaque dont la mobilité est limitée). Ces os sont formés par l'ilion (partie supérieure où s'insèrent de nombreux muscles et ligaments du rachis), l'ischion (partie postéro–inférieure sur laquelle repose le bassin en position assise) et le pubis (partie antéro–inférieure). Ces os sont également le moyen d'attache des membres inférieurs au tronc, au niveau des articulations coxo–fémorales.

Pris dans son ensemble, au regard de ses mobilités et de son rôle dans la stabilité du tronc (Figure 1-5), le bassin peut être considéré comme une vertèbre supplémentaire, la vertèbre pelvienne.

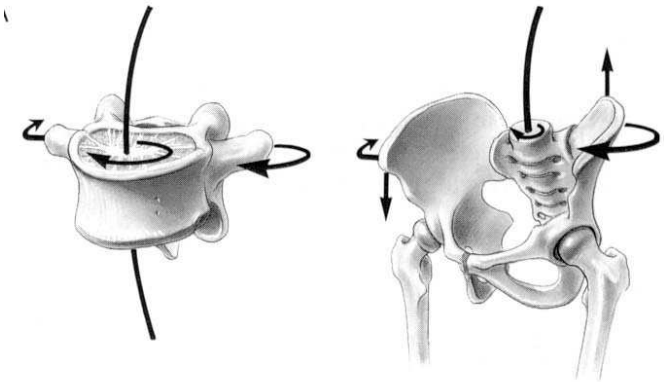


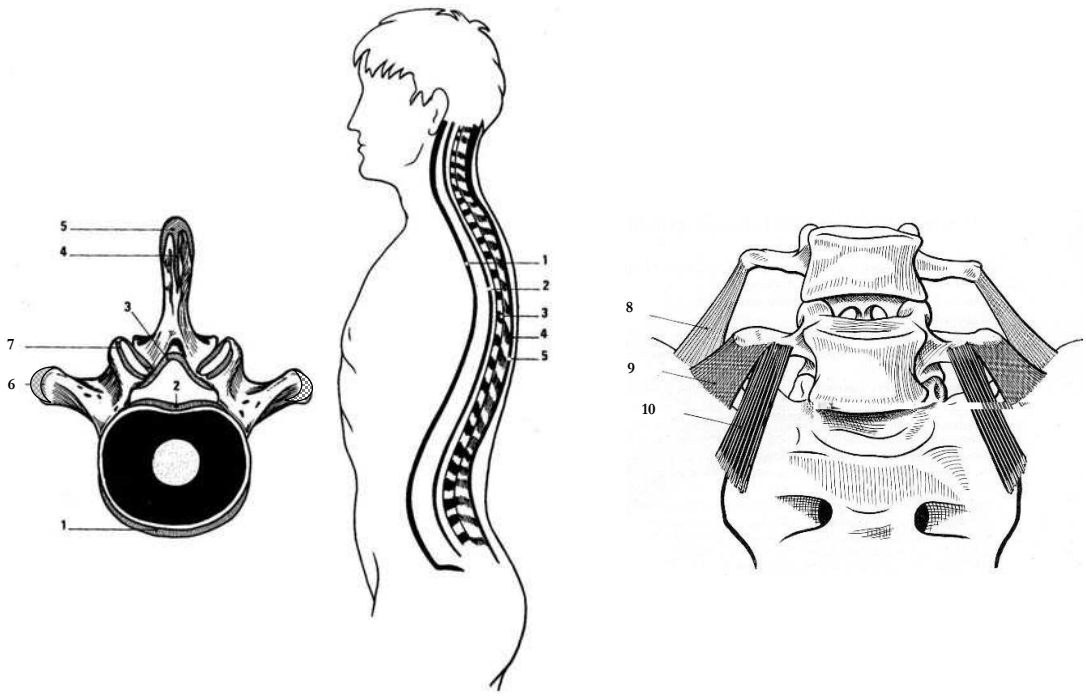
Figure 1-5 : Principe de la vertèbre pelvienne (d'après *Dubousset, 1994*)

1.4 Aspects ligamentaires et musculaires

Le système polysegmenté du rachis permet une grande mobilité, au prix d'une importante instabilité qui est prise en charge par les éléments stabilisateurs du rachis, à la fois passifs et actifs. Les ligaments fixés le long du rachis, d'une part, et une architecture musculaire complexe, d'autre part, agissent comme un système rigidificateur de haubanage et de serrage.

1.4.1 Système ligamentaire

Les ligaments se situent à la fois à l'échelle globale, ligaments communs antérieurs et postérieurs, ligaments sur-épineux, et à la fois à l'échelle segmentaire, ligaments jaunes, ligaments inter–épineux, ligaments inter–transversaires, ligaments inter–apophysaires (ou capsules articulaires) (Figure 1-6).
Au niveau de la charnière lombo-sacrée, les ligaments ilio-lombaires viennent compléter le système stabilisateur.

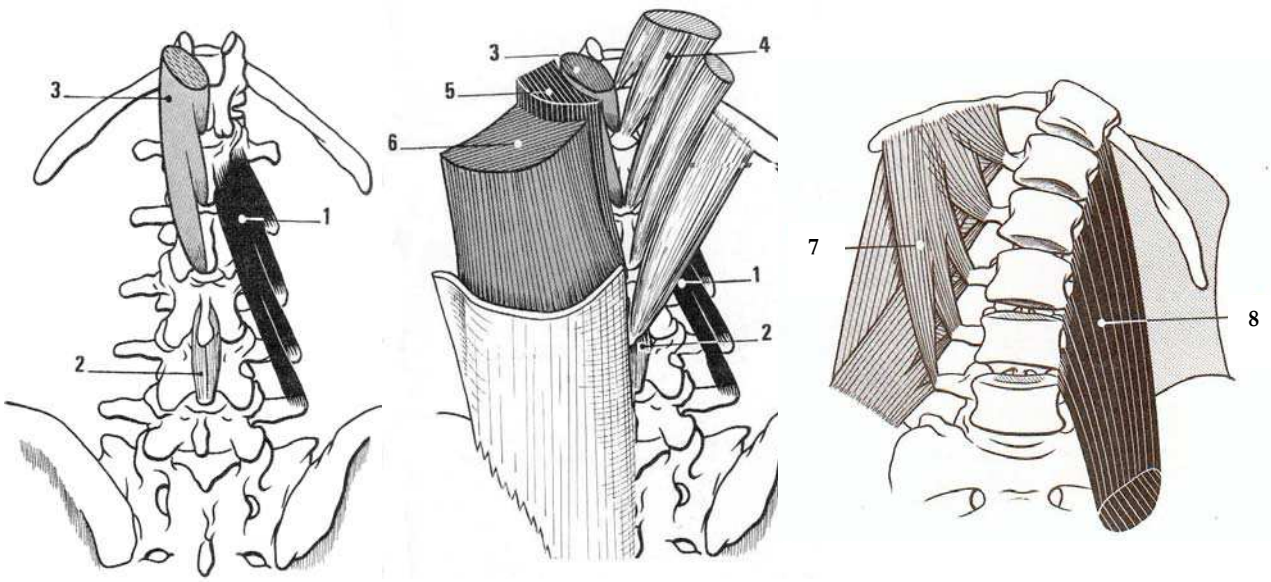


1 : Ligament commun antérieur
2 : Ligament commun postérieur
3 : Ligament jaune
4 : Ligament inter-épineux
5 : Ligament sur-épineux
6 : Ligament inter-transversaires
7 : Ligament inter-apophysaires
8 : Ligament ilio–lombaire faisceau supérieur
9 : Ligament ilio–lombaire faisceau inférieur
10 : Ligament ilio–lombaire faisceau sacré

Figure 1-6 : Système ligamentaire du rachis (d'après *Kapanji, 1986*)

1.4.2 Système musculaire

De la même manière, on peut distinguer dans la musculature du rachis (Figure 1-7), un ensemble de muscles à court bras de levier, situés dans le plan postérieur profond (muscles transversaire-épineux, inter-épineux, épi-épineux) et un ensemble à long bras de levier, situé dans les plans moyens (petit dentelé supérieur et inférieur) et superficiels (muscle ilio-costal, grand dorsal) ainsi que dans les parties latérales du tronc (carré des lombes, psoas).
Lors de leurs contractions, la globulisation (augmentation de section) des muscles postérieurs est limitée par la présence des facias, entraînant un effet raidisseur du rachis par le serrage de l'ensemble de la structure. Les aspects musculaires (moteurs) ne seront pas analysés dans cette étude.



1 : Muscle transversaire-épineux
2 : Muscle inter-épineux
3 : Muscle épi-épineux
4 : Muscle petit dentelé
5 : Muscle grand dorsal
6 : Muscle ilio-costal
7 : Muscle carré des lombes
8 : Muscle psoas

Figure 1-7 : Système musculaire du rachis (d'après *Kapanji, 1986*)
Plan postérieur profond, plans moyen et superficiel, plan latéral

1.5 Aspects neurologiques

Dans sa fonction de protection du système nerveux, au niveau de la colonne médiale, le rachis conduit la moelle spinale (Figure 1-8) qui chemine dans le foramen vertébral jusqu'au niveau de la première vertèbre lombaire. Elle est protégée par des enveloppes successives constituant les méninges (ou sac dural). Tout le long du rachis et en dessous de L1 (sous une forme appelée la queue de cheval), la moelle spinale donne naissance aux nerfs rachidiens qui sortent du canal par les foramens intervertébraux (ou trous de conjugaison) et se distribuent ensuite aux membres via les plexus.

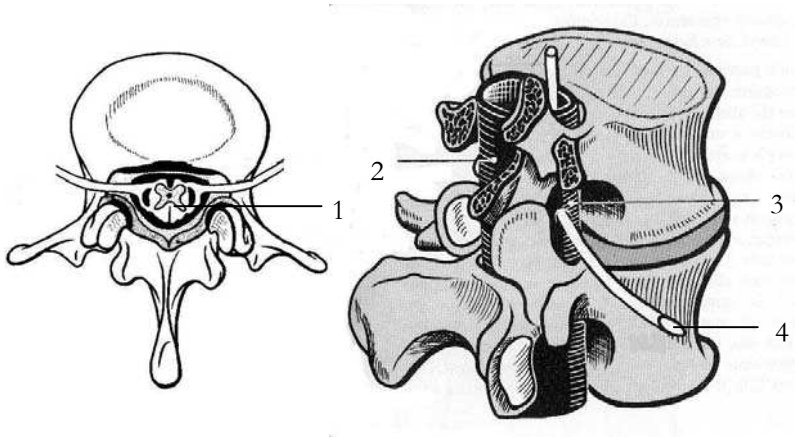


Figure 1-8 : Moelle spinale et racines nerveuses (d'après *Kapanji, 1986*)

2 Déformation scoliotique

En tant que désordre de l'anatomie du rachis, la scoliose peut être définie comme une courbure tridimensionnelle. Cette déformation engendre une asymétrie de l'équilibre rachidien, à l'échelle globale et locale. D'un point de vue étymologique, le mot scoliose vient du grec « skolios » qui signifie tordu.
Les points de repères afin d'analyser la déformation scoliotique sont abordés dans cette partie.

2.1 Etiologie

Cette pathologie peut être de cause neurologique, congénitale, dégénérative (chez le sujet âgé), mais dans la plupart des cas la cause n'est pas connue d'où la désignation de scoliose idiopathique. La scoliose de l'enfant et de l'adolescent est progressive et s'aggrave parfois fortement au moment de la poussée de croissance, nécessitant alors un traitement orthopédique ou chirurgical. De très nombreuses études ont cherché à en établir l'étiologie : le déséquilibre mécanique du rachis, du bassin, de la cage thoracique ou du système musculaire, le mauvais développement lors de la croissance (*Burwell et coll., 1992*) et notamment le désordre du système nerveux (déficit en mélatonine) (*Dubousset, 1992*). D'autres auteurs ont étudié la progressivité de la scoliose (*Duval-Beaupere, 1989 ; Perdriolle et coll., 1993*).

2.2 Déformations globales du rachis

2.2.1 Analyse des courbures

L'analyse de la déformation scoliotique a longtemps été limitée au seul plan frontal. De ce point de vue, on observe une courbure ou succession de plusieurs courbures inversées, déséquilibrantes ou non (Figure 1-9). Ces courbures présentent une vertèbre apicale (la plus latérale) et sont encadrées par deux vertèbres jonctionnelles (les plus inclinées et appelées aussi vertèbres limites).

L'angle de Cobb (*Cobb, 1948*) est alors mesuré dans la radiographie frontale entre le plateau supérieur de la vertèbre limite supérieure (VLS) et le plateau inférieur de la vertèbre limite inférieure (VLI). De la même manière, dans le plan sagittal, sont mesurées la cyphose thoracique (le plus souvent entre T5 et T12) et la lordose lombaire (entre T12 ou L1 et L5).

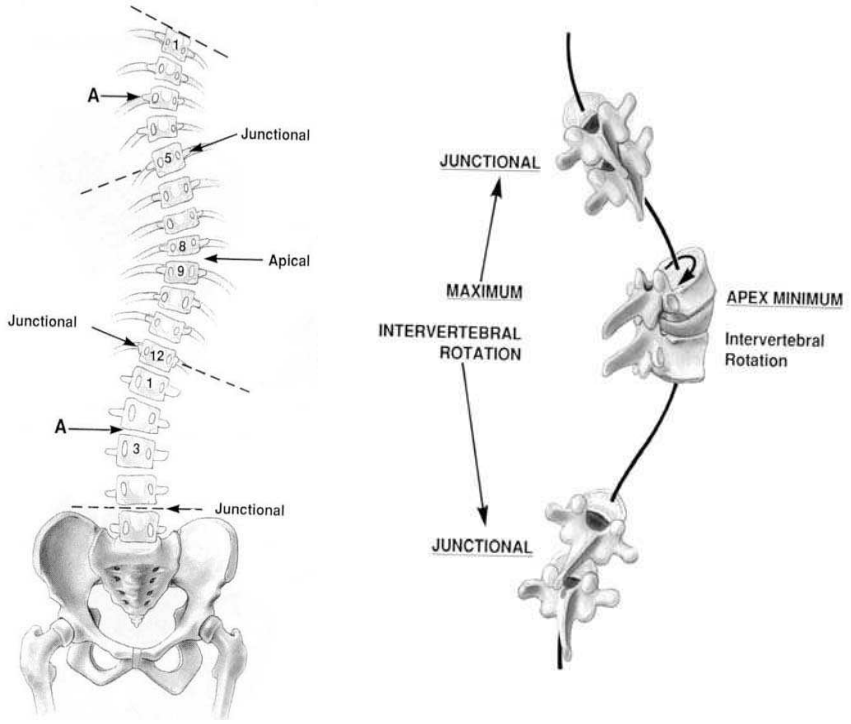


Figure 1-9 : Vertèbres stratégiques de la scoliose
et rotation intervertébrale axiale (d'après *Dubousset, 1994*)

Diverses classifications, stratégiques (désignant les niveaux à instrumenter lors de la correction chirurgicale) ou anatomiques, ont été proposées en fonction des types de courbures (*Ponseti et Friedman, 1950* ; *King et coll., 1983 ; Lenke et coll., 2001*).

Par exemple, en fonction du niveau où se situe la (ou les) vertèbre(s) apicale(s), on définira une scoliose simple, thoracique, lombaire, thoraco-lombaire, ou une scoliose double (thoracique, thoracique et lombaire, …) voire une scoliose triple.

Ces classifications prennent en compte, en plus des déformations frontales et sagittales, la flexibilité de la courbure. Il s'agit, dans une radiographie en inclinaison latérale (du côté convexe) ou dans un cliché sous traction (*Vaughan et coll., 1996 ; Polly et Sturm, 1998*), de mesurer l'angle de Cobb « contraint » considéré comme un indicateur pronostic de la correction.

La radiographie en inclinaison latérale permet surtout de déterminer les vertèbres limites d'une courbure scoliotique, non plus en fonction de leur inclinaison dans le plan frontal mais en fonction de la mobilité intervertébrale apparente dans ce mouvement latéral (*Cotrel, 1986*). Les vertèbres limites, supérieure et inférieure, sont alors définies comme celles situées au dessus et en dessous des premiers disques mobiles d'une courbure, dans l'inclinaison du côté de la convexité.

Les disques « rigides » se situent en zones apicales et les disques « flexibles » en zone jonctionnelle.

2.2.2 Analyse segmentaire

Cependant l'analyse des courbures dans les plans frontaux et sagittaux n'est pas suffisante, dès 1958, *Roaf* suggère que la déformation latérale que l'on observe dans la scoliose est liée à un mouvement de rotation des vertèbres (*Roaf, 1958*). Plus antérieurement encore, en 1865, *Adams* observe que tout se passe comme si la vertèbre thoracique présentait un axe de rotation anormalement postérieur (à la manière d'une vertèbre lombaire) causant une courbe latérale et une lordose (*Adams, 1865*).

En effet, l'aspect tridimensionnel de la scoliose, décrit plus tard de façon segmentaire par *Perdriolle* (*1979*) et *Dubousset* (*1994*), nécessite de prendre en compte les orientations vertébrales dans les autres plans, et notamment la rotation axiale. Les courbures scoliotiques montrent alors un maximum de rotation vertébrale axiale en zones apicales (couplée à un minimum de rotation intervertébrale axiale). Tandis qu'en zones jonctionnelles, la rotation intervertébrale axiale est maximale (et la rotation vertébrale axiale, minimale). La vertèbre présentant le minimum de rotation axiale vertébrale est appelée vertèbre neutre.
Ces observations correspondent à un phénomène de torsion. Cette torsion entraîne aussi une mise en lordose des vertèbres en zone apicale, effaçant notamment la cyphose physiologique au niveau thoracique.

Ces aspects contribuent à la structuralisation de la courbe scoliotique. Ils sont liés à la progression de la déformation, à sa rigidification et donc à sa difficulté à être corrigée.

2.3 Déformations locales du rachis

La déformation globale du rachis s'accompagne d'une déformation, essentiellement en zone apicale, des vertèbres et du thorax (Figure 1-10) en rapport avec l'asymétrie de croissance (liée à une inégalité de contrainte sur le rachis).

La vertèbre se déforme dans les trois dimensions de l'espace. On observe la cunéiformisation du corps vertébral, l'asymétrie des pédicules et des apophyses. En région thoracique, la rotation vertébrale axiale s'extériorise par l'apparition de gibbosités (proéminence de la côte) qui sont situées du côté convexe de la courbure.

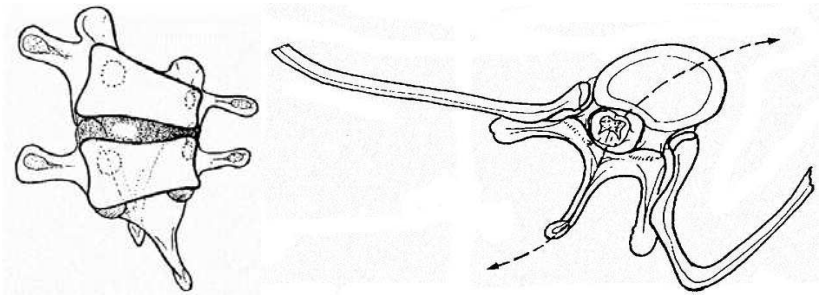


Figure 1-10 : Cunéiformisation vertébrale et gibbosité (d'après *Rainaut, 1994*)

2.4 Repères de référence de la déformation scoliotique

Pour pouvoir décrire ces différentes déformations du rachis, d'autres références en plus du repère global sont nécessaires (Figure 1-11). Les systèmes d'axes de la vertèbre, de la courbure scoliotique et du rachis scoliotique ont ainsi été définis par la SRS (*Scoliosis Research Society*).

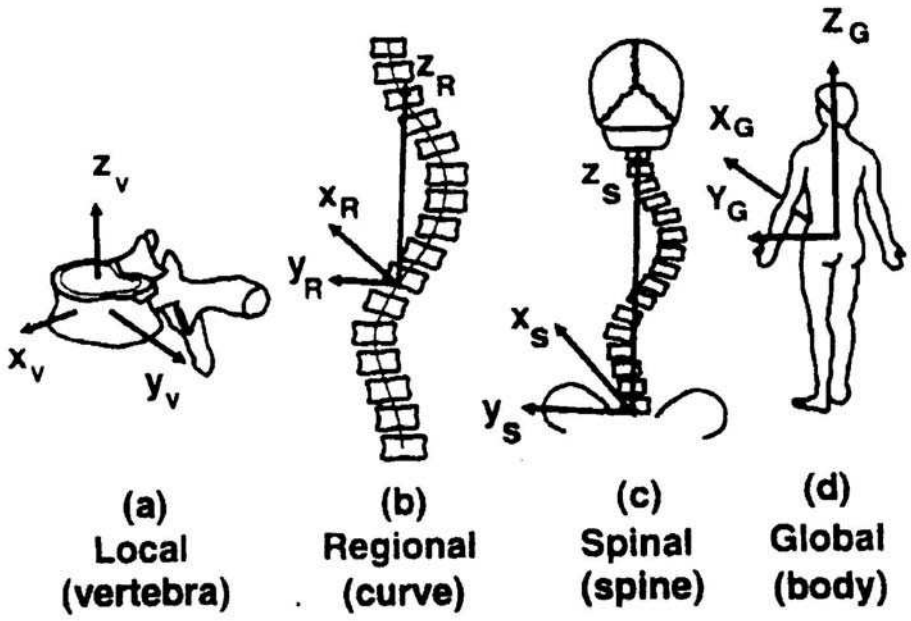
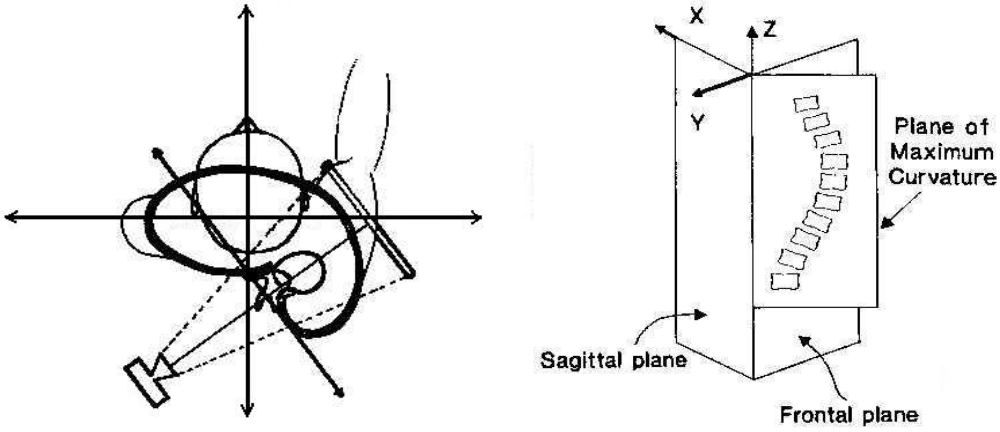
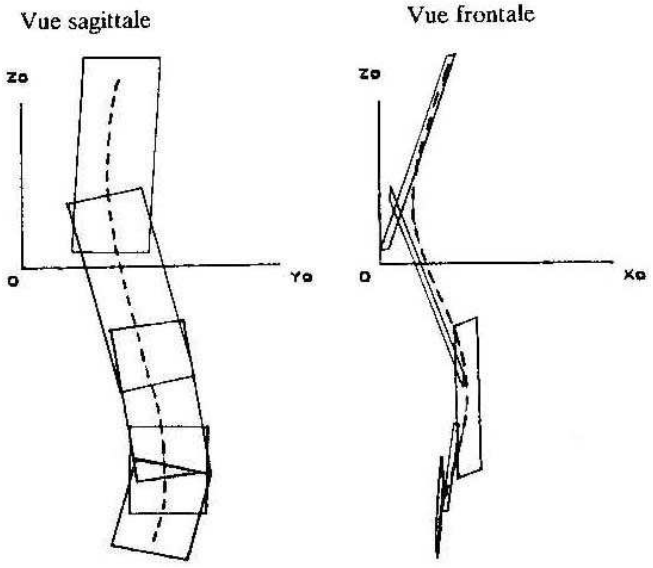


Figure 1-11 : Repères de référence de la déformation scoliotique (d'après *Stokes, 1994*)
a) Repère local (basé sur la morphologie de la vertèbre)
b) Repère régional (basé sur les vertèbres limites de la courbe)
c) Repère spinal (basé sur le bassin et la vertèbre C7)
d) Repère global (basé sur le bassin et la ligne de gravité)

De plus, on distingue des plans particuliers où s'inscrivent les déformations scoliotiques. Au niveau local, la rotation axiale des vertèbres peut être mise en évidence dans une incidence oblique (Figure 1-12 a) appelée plan d'élection par *Stagnara* (*1985*). Au niveau global, la totalité de la courbe s'inscrit, quant à elle, dans un plan spécifique en rotation par rapport à l'axe vertical (Figure 1-12 b) appelé plan de courbure maximum (*Stokes, 1994*). Pour des scolioses de grande amplitude, la déformation peut aussi être décrite comme une succession discontinue de plans régionaux (*Cheze et coll., 1992*), comprenant un ensemble de vertèbres dont les orientations latérales et sagittales sont similaires (Figure 1-12 c).



a) b)



c)

Figure 1-12 : Plans particuliers de la courbure scoliotique
a) Plan d'élection (d'après *Stagnara, 1985*)
b) Plan de courbure maximum (d'après *Stokes, 1994*)
c) Plans régionaux (d'après *Cheze et coll., 1992*)

3 Corrections chirurgicales

Cette pathologie scoliotique est prise en charge, au fil de son évolution: d'abord de manière préventive (simple suivi clinique), puis par traitement orthopédique (port de corset), enfin par traitement chirurgical. La chirurgie correspond à des motivations fonctionnelles (gêne des mobilités, déséquilibre du tronc) et esthétiques. Elle intervient dans les pronostics de forte évolution.
Les corrections chirurgicales correspondent à seulement 5% à 10% des scolioses diagnostiquées, soit en France environ 1400 opérations par an (*Groupe d'Etude de la Scoliose*, 2002, Lyon).

Les corrections chirurgicales de la scoliose ont fortement évolué depuis un siècle pour arriver à des progrès récents. Un bref historique a été réalisé dans cette partie afin de mieux comprendre les différentes instrumentations et techniques chirurgicales utilisées aujourd'hui. Seule la chirurgie par voie postérieure est présentée.

3.1 Fusion osseuse

Le concept de la fusion osseuse postérieure comme stabilisation du rachis déformé est apparue au début des années 1910. Une procédure de greffe osseuse entre les apophyses épineuses a été publiée en 1911 par *Albee* mais l'application directe à la scoliose a été initiée par *Hibbs* en 1914 (*Albee, 1911 ; Hibbs, 1924*). Dans sa technique, une traction pré opératoire permettait d'obtenir la correction et le patient devait rester, après l'opération, 6 à 12 mois au lit en portant un plâtre. Cette correction a été largement utilisée à partir des années 30 jusqu'à une amélioration des méthodes de greffe et de plâtre, survenue dans les années 50.

En 1953, *Risser* (surtout connu pour son test de maturité osseuse *Risser, 1958*) développe un plâtre « localisé » permettant la marche pendant la longue période post-opératoire. Les mêmes principes mécaniques sont repris par le corset de Milwaukee. En effet, *Blount et Schmidt* conçoivent, en 1958, un corset initialement prévu pour l'immobilisation post-opératoire, mais ce corset va finalement être utilisé préférentiellement pour la correction orthopédique des scolioses (*Blount et coll., 1958*). En 1958, *Moe* décrit, pour sa part, une nouvelle technique de fusion dans le but de réduire les pseudarthroses, ou mauvaises fusions (*Moe, 1958*).
Il conseille également l'utilisation des clichés radiographiques en inclinaison latérale du tronc pour mesurer la flexibilité de la courbe scoliotique. Cet examen vient en complément de la mesure frontale de l'angle de la courbure proposée par *Cobb* en 1948.

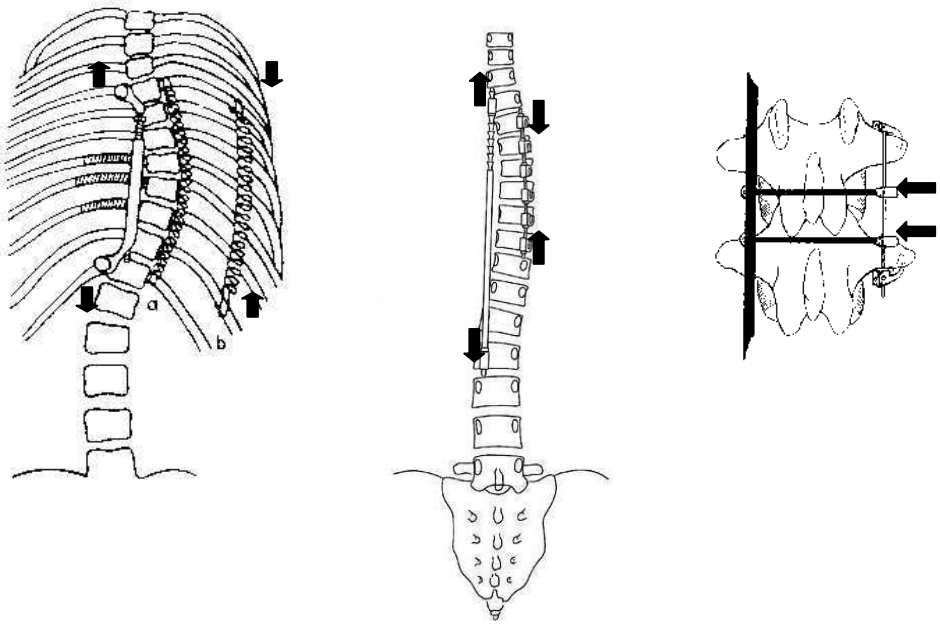
3.2 Instrumentations de première génération

Les instrumentations du rachis sont toujours un complément à la fusion osseuse. Elles servent de maintien temporaire, le temps de la consolidation de la greffe osseuse.

L'utilisation d'implants dans la correction du rachis, remonte au début du siècle. Pour le traitement des cyphoses tuberculeuses, en 1910, *Lange* utilise des tiges attachées par des fils aux apophyses épineuses (*Lange, 1910*). Cette procédure a ensuite été diffusée par *Wilson* utilisant deux plaques visées de part et d'autre de l'apophyse épineuse (*Cobey, 1971*). Néanmoins, la première génération d'implants capable d'exercer des forces correctrices sur la courbure scoliotique est apparue avec l'instrumentation de *Harrington* en 1962. *Harrington* a été influencé par le travail de *Allan*, présentant un petit système extensible placé entre les apophyses transverses de deux vertèbres du côté concave de la courbe (*Allan, 1955*). En 1958, *Gruca* a également combiné ce système extensible à des ressorts (de traction du côté convexe) attachés aux apophyses transverses ou aux côtes (Figure 1-13 a).

L'idée de Harrington est de concevoir un « système de correction dynamique » qui ne nécessite pas de fusion osseuse. Cette instrumentation a donné une bonne stabilité mais l'apport de fusion et d'immobilisation post opératoire par plâtre est très vite apparue comme nécessaire. La correction obtenue par cette technique de distraction de la courbe du côté concave est apparue comme satisfaisante dans le plan frontal mais a démontré, par la suite, un effet pervers sur le plan sagittal en effaçant la cyphose (effet connu aujourd'hui sous le nom de « flatback » *Lagrone et coll., 1988*).

Pendant les années 70 jusqu'au début des années 80, cette technique de distraction a été très largement utilisée et modifiée afin d'augmenter sa stabilité et ses effets correcteurs. *Harrington et Dickson* décrivent en 1973 l'ajout d'une tige pour la compression du côté convexe (Figure 1-13 b). Cotrel, également en 1973, met en place un dispositif de traction transverse (Figure 1-13 c). *Moe* propose en 1980 une section carrée pour les extrémités de la tige et des crochets (*Moe, 1980*). Enfin la dernière modification a été imaginée par Armstrong avec un système de deux tiges et la distraction à la fois du côté concave et convexe (R*omana et coll., 1985*).



a) b) c)

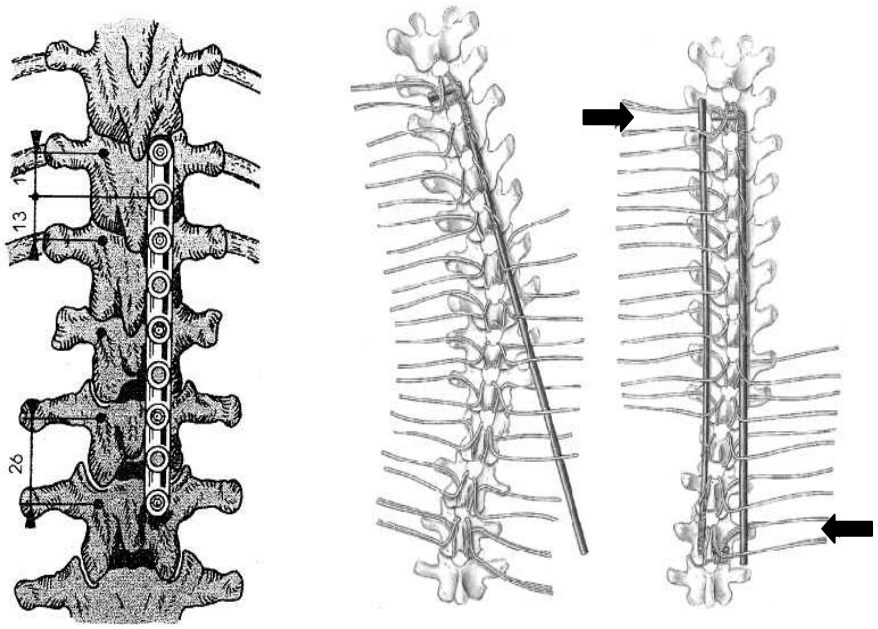
Figure 1-13 : Instrumentations de première génération
a) Système extensible d'*Allan* et Ressort de *Gruca* (d'après *Gruca, 1958*)
b) Système de *Harrington* à deux tiges (d'après *Bauer et coll., 1993*)
c) Dispositif de traction transverse de *Cotre*l (d'après *Wolf et coll., 1981*)

Pendant cette période, *Vauzelle et Stagnara* mettent en place une technique anesthésique de réveil per opératoire afin de vérifier l'absence de problème neurologique (*Vauzelle et coll., 1973*). L'utilisation des potentiels évoqués (mesure de la réponse nerveuse au niveau des membres inférieurs) pendant la chirurgie devra attendre la fin des années 70 (*Nash et coll., 1977*). La récupération du sang pendant l'opération (permettant l'autotransfusion) date aussi de cette période (*Flynn et coll., 1982*).

3.3 Instrumentations de seconde génération

La toute première fixation bilatérale et multi-segmentaire apparaît le 25 avril 1963 avec la technique des plaques de Roy-Camille (utilisée dans les cas de fracture) (*Roy-Camille et Petchot, 1991*). C'est, là aussi, la toute première proposition de vis fixées dans les pédicules (Figure 1-14 a).

Dans le cas des scolioses, la deuxième génération d'instrumentation (multi-segmentaire) a été proposée par *Resina et Alves* (*Resina et Alves, 1977*) puis rendue populaire par *Luque* (*1982*). Cette technique de translation utilisant des tiges pré-cintrées et des fils sous-lamaires (Figure 1-14 b) permet d'envisager une correction dans deux plans, frontal mais aussi sagittal. Surtout, cette instrumentation ne nécessite pas d'immobilisation post-opératoire.



a) b)

Figure 1-14: Instrumentations de seconde génération
a) Plaque de *Roy -Camille* (d'après *Bauer et coll., 1993*)
b) Système de *Luque* (d'après *Bauer et coll., 1993*)

3.4 Instrumentation de troisième génération

Le 21 janvier 1983, Cotrel et Dubousset mettent en place pour la première fois leur instrumentation révolutionnaire avec des crochets ouverts (*Cotrel et Dubousset, 1984* ; *Cotrel et coll., 1988*). Ils réalisent la première rotation de tige qui, dans le même temps, recentre l'apex et redonne un profil physiologique au rachis (Figure 1-15). L'idée originale était de concevoir une nouvelle instrumentation comportant deux tiges et de nombreux crochets, suffisamment résistante pour se passer d'immobilisation post-opératoire. Dans cette troisième génération d'instrumentation, ils proposent d'inclure le dispositif de traction transverse (DTT) et des crochets ouverts (que l'on vient ensuite fermer sur la tige à l'aide de bouchons vissés).

Par ailleurs, cette technique de rotation de la tige correspond à la première tentative de correction dans les trois plans de l'espace et a été appelée à l'origine « manœuvre de dérotation ».
Cependant, l'expérience a démontré que la correction du plan horizontal, au niveau des vertèbres, reste controversée (*Ecker et coll., 1988* ; *Cundy et coll., 1990* ; *Gray et coll., 1991* ;*Wood et coll., 1991* ; *Lenke et coll., 1992* ; *Steib et Moyses, 1993* ; *Moens et coll., 1995 ; Willers et coll., 1996* ; *Steib et coll., 1999*), la correction s'apparentant plus à une « rotation en bloc » du rachis.

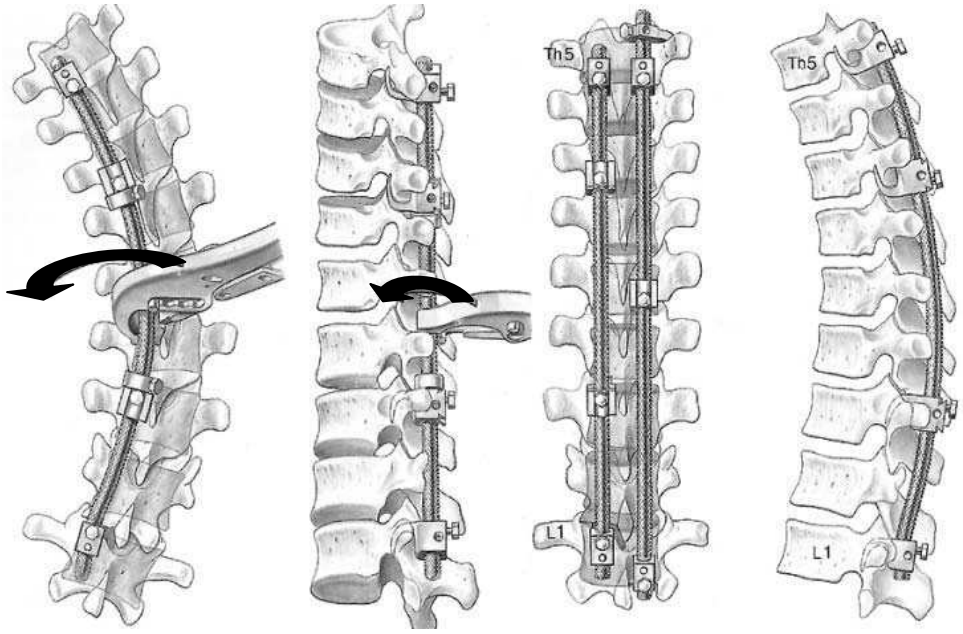


Figure 1-15 : Instrumentation de troisième génération
Technique de rotation de la tige (d'après *Bauer et coll., 1995*)

3.5 Instrumentations de quatrième génération

Depuis les années 90, une quatrième génération d'instrumentations a été développée, caractérisée par de nombreux crochets et vis (ouverts) attachés à deux tiges elles-mêmes connectées par une ou plusieurs liaisons transverses. Ces instrumentations sont utilisées avec différentes techniques chirurgicales : compression-distraction, translation, rotation de la tige et modelage in situ.

La technique du modelage in situ a été développée par Jackson à la fin des années 80 pour corriger la perte de lordose dans les fractures lombaires (*Jackson, 1996*).
Les mêmes principes ont été adaptés à la scoliose (*Steib, 1994*) : la correction est obtenue progressivement en modelant la tige concave directement attachée aux vertèbres (Figure 1-16). Le modelage correspond au cintrage de la tige successivement dans les plans frontaux et sagittaux. Au niveau thoracique, une attention particulière est apportée à la correction du plan horizontal, qui est obtenue en laissant l'implant glisser et tourner sur la tige pendant que la vertèbre est tirée vers le dedans et vers l'arrière par les cintrages successifs. Au niveau lombaire, une rotation directe de la vis (à l'aide d'un levier spécifique) permet de corriger le plan horizontal.

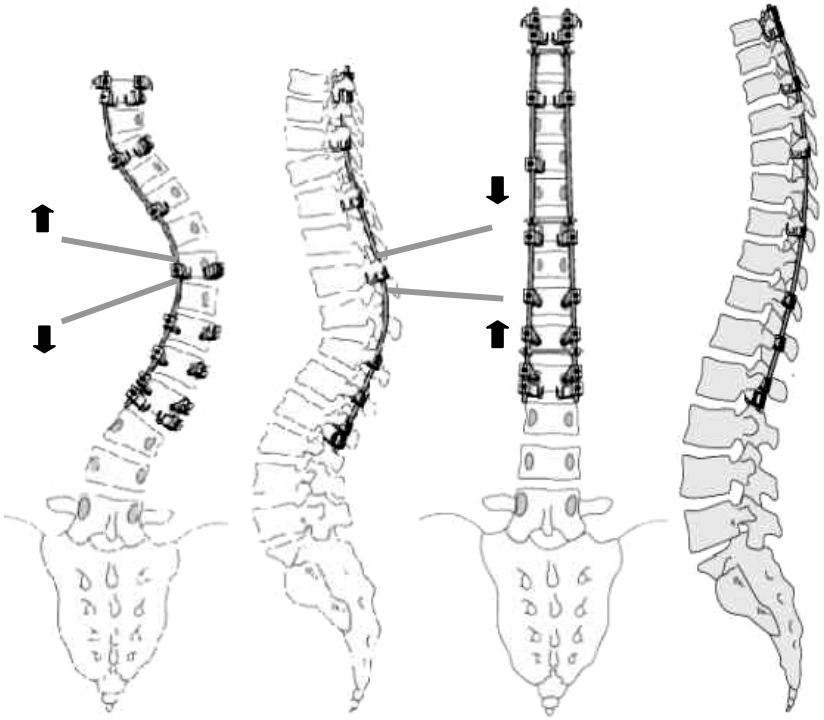


Figure 1-16 : Instrumentation de quatrième génération
Technique du modelage in situ d'après *Steib et Mitulescu, 2002*

3.6 Chirurgie moderne de la scoliose

De nos jours, le test de Risser, les angles de Cobb, les radiographies en inclinaisons latérales sont utilisées en routine clinique pour le suivi des scolioses, leur évolutivité et le planning pré opératoire.

En bloc opératoire, un ensemble de techniques est couramment utilisé en complément de l'instrumentation proprement dite : la traction per opératoire (avec halo crânien), les potentiels évoqués, le « cellsaver » (récupérateur de sang) et le réveil per opératoire qui permettent d'améliorer le pronostic chirurgical.

Les techniques chirurgicales (compression-distraction, translation, rotation de la tige et modelage in situ) et les instrumentations postérieures modernes (deux tiges inter-connectées et combinées à de nombreux crochets et vis) sont toujours associées à une greffe osseuse, et leur stabilité permet le lever post-opératoire précoce.

4 Synthèse

Les corrections chirurgicales, comme la déformation scoliotique, sont directement liées à l'anatomie du rachis et deux points sont à retenir, l'aspect tridimensionnel et le caractère segmentaire :

- Le rachis est une colonne mobile dans les trois plans de l'espace, articulée au niveau des vertèbres cervicales, thoraciques, lombaires et pelvienne.
- La scoliose est une courbe tridimensionnelle « enroulée » dans l'espace. L'orientation successive (vertébrale et intervertébrale) des segments vertébraux (en zones apicales et jonctionnelles) participe à cette enroulement, en même temps que leurs déformations locales.
- La chirurgie moderne de la scoliose entreprend de corriger les trois plans de l'espace par des actions correctrices s'exerçant sur plusieurs niveaux vertébraux.

L'étude de l'anatomie du rachis, de la scoliose et de ses traitements chirurgicaux nous a permis de mettre en relief les points forts sur lesquels doit porter notre analyse biomécanique.

Il convient maintenant d'inventorier les différents moyens d'analyse, tridimensionnels et segmentaires, du rachis qui ont été mis en œuvre dans la littérature pour la compréhension et l'évaluation des déformations scoliotiques et des corrections chirurgicales.

Chapitre 2 : Etude bibliographique

L'objectif de cette partie, à travers une étude bibliographique, est de recenser les divers moyens d'analyse biomécanique du rachis qui ont été appliqués à l'étude de la correction chirurgicale des scolioses.

Dans un premier temps, on s'intéressera aux mesures tridimensionnelles et segmentaires du rachis, à leur précision et à leurs limites. Un deuxième point plus spécifique portera sur l'un de ces moyens, la mesure multi-planaire et la problématique de calibrage qu'elle comporte. Ensuite, on s'attachera aux différentes évaluations des corrections chirurgicales, afin de recenser les méthodes utilisées et connaître les ordres de grandeur de la réduction des déformations scoliotiques. Enfin, une dernière partie abordera les études de simulation de la chirurgie, en mettant en relief la pertinence des modèles du rachis et des résultats obtenus.

1 Analyse tridimensionnelle segmentaire

En termes d'imagerie clinique courante du rachis scoliotique, les différents plans de l'espace sont généralement analysés séparément. Dans le cadre de la recherche, une première approche complémentaire consiste à obtenir la géométrie du rachis dans son ensemble, à l'aide de radiographies multi-planaires, ce qui permet également de mesurer les positions vertébrales. Une seconde approche consiste à mesurer directement la position des vertèbres par des systèmes per opératoires.

Cette partie est destinée à appréhender les moyens de mesure permettant d'analyser la scoliose dans son caractère tridimensionnel et segmentaire.

1.1 Rotation axiale dans le plan transversal

Dans le cas des scolioses, la tomographie axiale est préférentiellement utilisée pour la mesure de la rotation des vertèbres. Cette mesure reste controversée, à cause de nombreuses méthodes de calcul et surtout à cause des différentes références utilisées pour définir cette rotation. En effet, ces méthodes sont basées sur l'identification de différents points anatomiques et l'angle peut être calculé par rapport à divers axes (ceux du plan sagittal, du bassin, de la vertèbre neutre). Les points anatomiques considérés sont les suivants(Figure 2-1) :

- Le centre postérieur du canal et la ligne médiale antérieure (*Aaro et Dahlborn, 1981*)
- La surface interne des lames (*Ho et coll., 1993*)
- Les points les plus postérieurs des pédicules (*Gocen et coll., 1999*)

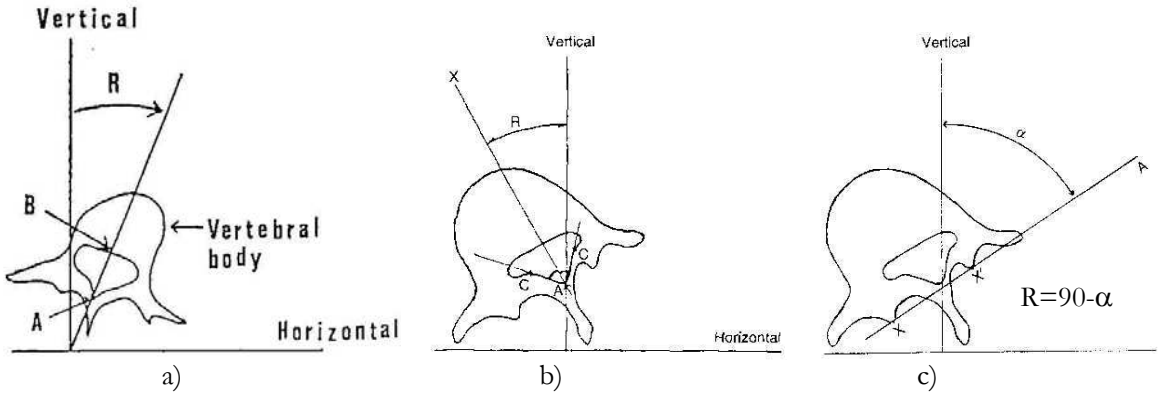


Figure 2-1 : Calcul de la rotation axiale (R)
a) Méthode de *Aaro et Dahlborn* (d'après *Ho et coll., 1993*)
b) Méthode de *Ho* (d'après *Gocen et coll., 1999*)
c) Méthode de *Gocen et coll.* (*1999*)

L'angle de rotation est ensuite mesuré par rapport à la ligne médiale du torse ou le plan sagittal (*Aaro et Dahlborn, 1981 ; Ho et coll.,1993 ; Gocen et coll., 1999*), rapporté à la vertèbre neutre (*Marchesi et coll., 1992*) ou au bassin (*Wood et coll., 1991* ; *Steib et Moyses, 1993* ; *Cole et coll., 1997*).

La précision de telles méthodes a été évaluée à 0,6° (SD 1°) dans le cas de coupes strictement axiales (d'une vertèbre non scoliotique), et chute à 7° (SD 2°) avec une obliquité de la coupe par rapport à la vertèbre étudiée (*Aaro et Dahlborn, 1981*).
La présence de plusieurs biais a été observée. L'observation dans le plan horizontal d'une vertèbre présentant une combinaison de rotation latérale et sagittale, mais aucune rotation axiale, laisse néanmoins apparaître une fausse apparence de rotation dans ce plan (*Skalli et coll., 1995*). De plus, des différences importantes ont été observées entre les mesures effectuées au niveau du plateau supérieur ou inférieur, dues à la déformation de la vertèbre même (*Birchall et coll., 1997* ; *Krismer et coll., 1999*).

L'une des dernières études citées, de *Birchall et coll.*, correspond à une mesure par IRM, mais en dehors de l'acquisition des images non irradiantes, les mêmes principes de mesure que pour le scanner ont été utilisés. Dans ces deux systèmes d'imagerie, le principal reproche réside dans la position couchée de l'examen qui modifie fortement la courbure scoliotique.

1.2 Rotation axiale dans le plan frontal

La mesure de la rotation axiale des vertèbres est possible en position debout à l'aide d'une simple radiographie de face. Diverses méthodes ont été proposées, la plupart fondées sur la trace des pédicules par rapport au corps vertébral (*Nash et Moe, 1969* ; *Fait et Janovec, 1970* ; *Mehta, 1973* ; *Benson et coll., 1976* ; *Coetsier et coll., 1977* ; *Perdriolle, 1979* ; *Drerup, 1984* ; *Stokes et coll., 1986*).

Ces méthodes reprennent la technique de *Cobb* décrite en 1948, qui associe quatre grades de rotation en fonction de la trace de l'apophyse épineuse par rapport au corps vertébral (Figure 2-2 a). *Nash et Moe* (*1969*) et *Mehta* (*1973*) ont démontré que les pédicules offrent une image plus fiable que l'apophyse épineuse et associent la rotation axiale à un pourcentage de déplacement des pédicules. Par la suite, selon les auteurs, sont considérés le centre, le bord intérieur ou le bord extérieur des pédicules (Figure 2-2 b). *Coetsier et coll.* (*1977*) puis *Perdriolle* (*1979*) proposent de faciliter la mesure à l'aide de règles graduées (Ghent Scoliosis Rotation Measuring Device et Torsiomètre). Enfin, *Stokes et coll.* (*1986*) proposent de prendre en compte l'anatomie des vertèbres dans la mesure du déport des pédicules (Figure 2-2 c).

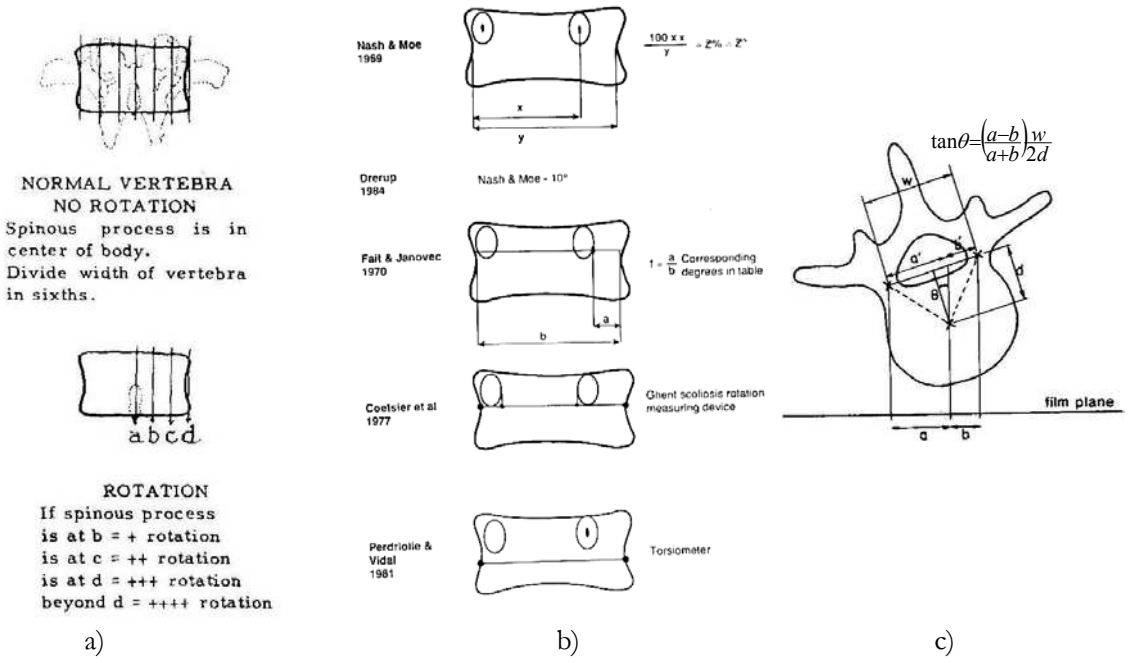


Figure 2-2 : Mesure de la rotation axiale dans la radiographie frontale
a) Méthode de *Cobb* (d'après *Nash et Moe, 1969*)
b) Points anatomiques considérés (d'après *Gunzburg et coll., 1991*)
c) Méthode de *Stokes et coll.* (*1986*)

La précision de ces méthodes a été évaluée par différents auteurs (*Stokes et coll., 1986 ; Russell et coll., 1990 ; Gunzburg et coll. 1991 ; Weiss, 1995*) en terme de répétabilité, de comparaison à une mesure de référence ou de comparaison entre elles. Cette précision est de l'ordre de 5° et les erreurs sont essentiellement dues à la difficulté d'identifier précisément un repère sur la projection des pédicules (bord inférieur, supérieur, latéral ou centre).

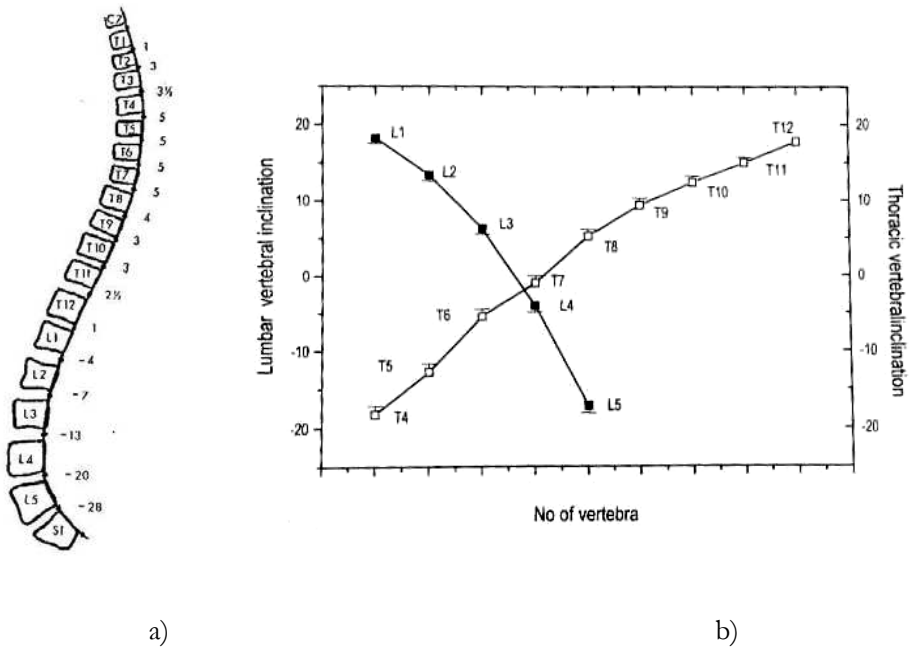
Ces méthodes présentent néanmoins un intérêt clinique par la facilité et la rapidité de leur mise en œuvre.

1.3 Position vertébrale et pelvienne dans le plan sagittal

Une posture normale dans les plans frontaux et transversaux est facile à définir (absence de rotation vertébrale). Par contre, définir une normalité pour l'ensemble des paramètres de la posture sagittale reste très controversé à cause de la grande variabilité de ces paramètres.

Les courbures sagittales normales (cyphoses et lordoses) ont été souvent étudiées. On admet une cyphose normale (T4 T12) entre 20° et 40° et une lordose normale (L1 L5) entre 20° et 60° (*Bernhardt et Bridwell, 1989 ; de Jonge et coll., 2002*).

Par contre, peu d'auteurs ont analysé les orientations respectives de chaque vertèbre (Figure 2-3). *Stagnara et coll.* (*1982*) puis *Bernhardt et Bridwell* (*1989*) ont mesuré les angulations relatives inter-plateaux vertébraux, tandis que *Korovessis et coll.* (*1998*) ont mesuré la rotation sagittale des vertèbres (en considérant le plateau supérieur par rapport à l'horizontale).

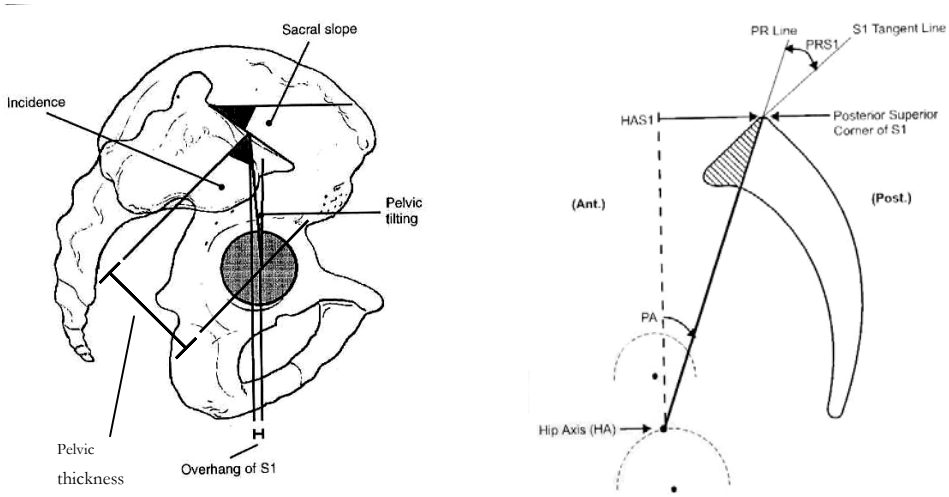


a) b)

Figure 2-3 : Rotation sagittale
a) Rotation sagittale intervertébrale (d'après *Bernhardt et Bridwell, 1989*)
b) Rotation sagittale vertébrale (d'après *Korovessis et coll., 1998*)

Dans l'analyse sagittale, l'apex (défini par la translation maximale en antéro-postérieur) correspond, dans la cyphose, au disque T6-T7 et, dans la lorsose, au disque L3-L4.
Les vertèbres de ces zones sont les plus horizontales et présentent les maxima de rotation sagittale intervertébrale (5° de T4 à T8 et –7° à –28° de L2 à S1). A l'opposé, les vertèbres T11, T12, L1 qui sont à la jonction des deux courbures, présentent une rotation sagittale maximum et une rotation intervertébrale minimum.

Par ailleurs, la posture globale du rachis est liée à l'analyse locale du bassin (Figure 2-4). En effet, les courbures cyphotiques et lordotiques sont fortement corrélées à l'anatomie et à la position du bassin. Différents paramètres permettent de décrire ces deux aspects : Pelvic Angle, Sacro-pelvic Angle, Sacral Translation (*Jackson et Hales, 2000*) ou Incidence, Profondeur Pelvienne, Pente Sacrée, Version Pelvienne, Porte à faux (*Legaye, Duval-Beaupère et coll., 1998*).



a) b)

Figure 2-4 : Paramètres pelviens dans le plan sagittal
a) d'après *Legaye et coll., 1998*
b) d'après *Jackson et Hales, 2000*

En termes de précision, la mesure manuelle de la lordose a été évaluée à ± 10° (répétabilité *Polly et coll., 1996*). Cependant, une mesure assistée par ordinateur a été proposée (*Rajnics et coll., 2001*). Dans ce cas, la répétabilité (inter observateurs expérimentés) a été évaluée de 4° à 5° pour la lordose et la cyphose et de moins de 1,5° pour les angles pelviens.

Dans le cas de la déformation 3D scoliotique, la lordose, corrélée aux paramètres pelviens, doit aussi être mise en rapport avec les critères de sévérité de la déformation (tels que l'angle de Cobb ou la rotation axiale vertébrale). *Legaye, Duval-Beaupère et coll.* (*1998*) proposent, en effet, la relation tridimensionnelle suivante : plus la rotation axiale est élevée, plus l'angle de Cobb est élevé, plus l'incidence pelvienne est faible et plus les possibilités d'un équilibre sagittal économique sont limitées.

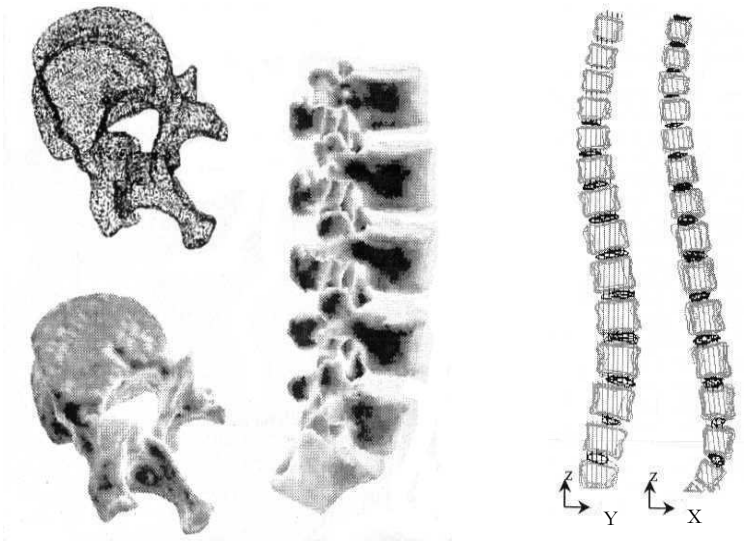
1.4 Vers la reconstruction tridimensionnelle

1.4.1 Reconstruction 3D sériée

La reconstruction 3D complète des vertèbres (par la somme de nombreuses coupes scanner transversales millimétriques) n'est envisageable que localement (sur quelques vertèbres, Figure 2-5 a) car elle représente un coût important et une irradiation du patient très élevée.

Cette technique précise (évaluée à 1 mm dans le cas de coupe millimétrique *de Guise et coll., 1995*) est plutôt utilisée dans le cadre de la modélisation biomécanique, de la chirurgie assistée par ordinateur et l'analyse du rachis dans son ensemble est difficilement concevable.

Une reconstruction limitée aux corps vertébraux par coupes IRM (de 4 mm d'épaisseur à la fois frontales et sagittales) a été proposée par *Périé et coll.* (*2001*). Cette méthode coûteuse mais non irradiante permet dans le même temps l'étude du disque intervertébral et notamment sa déformation du côté convexe des courbures scoliotiques (Figure 2-5 b).



a) b)

Figure 2-5 : Reconstruction tridimensionnelle sériée
a) par tomographie axiale (d'après *de Guise et coll., 1995*)
b) par IRM frontale et sagittale (d'après *Perie et coll., 2001*)

1.4.2 Vers la stéréoradiographie

Les mesures segmentaires (rotation axiale et position des vertèbres en vue de face et profil) peuvent être combinées (*Graf, Hecquet et coll., 1983 ; Godillon et Lepoutre, 1988*) pour construire une représentation qualitative tridimensionnelle du rachis (Figure 2-6).

Ces méthodes sont basées sur l'identification, dans les plans frontaux et sagittaux, de points anatomiques (2 à 4 points sur les corps vertébraux). Avec un simple facteur d'échelle, les couples de coordonnées (y,z) et (x,z) sont directement combinés (x,y,z) et associés à la mesure de rotation axiale (dans le plan frontal par Torsiomètre ou une autre méthode). Les vertèbres sont ensuite modélisées géométriquement par un quadrilatère.

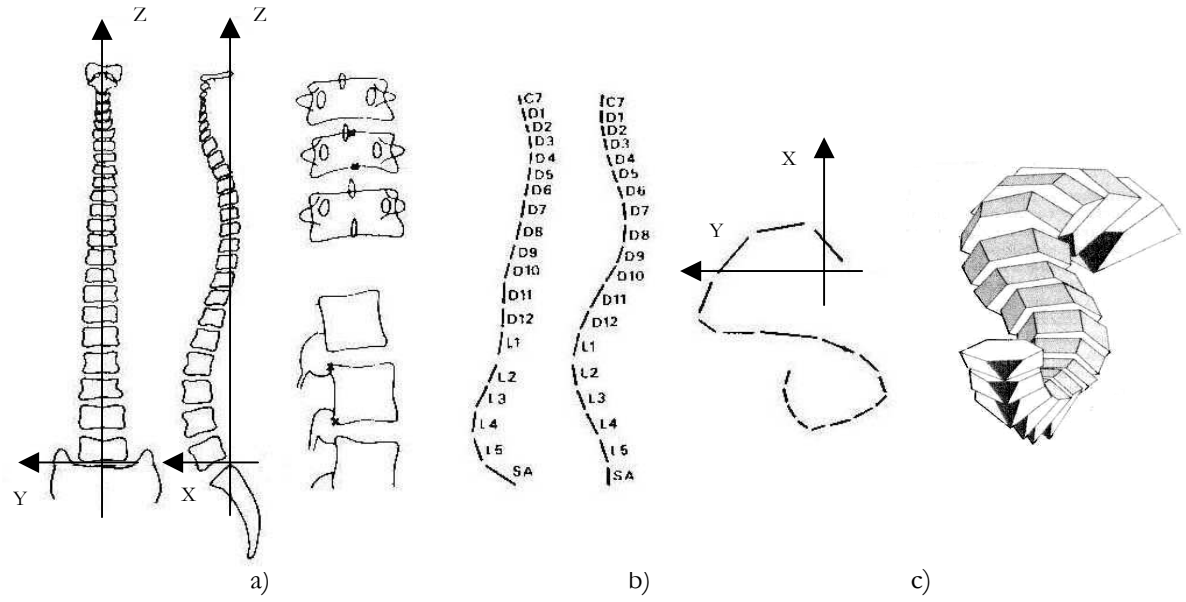


Figure 2-6: Représentation 3D à partir de radiographies standards (d'après *Graf et coll., 1983*)
a) Positions vertébrales dans les radiographies frontales et latérales
b) Représentation filaire en vues de profil, de face et de dessus
c) Représentation schématique après prise en compte de la rotation axiale

Cette représentation basée sur deux radiographies standards permet de visualiser l'aspect tridimensionnel de la scoliose. Cette méthode reste malgré tout qualitative, avec une précision de l'ordre du centimètre (*Godillon et Lepoutre, 1988*). Surtout, elle ne prend pas en compte l'effet de la projection des vertèbres dans le film radiographique.

1.5 Analyse tridimensionnelle par radiographies multi-planaires

1.5.1 Principe

Les techniques de radiographies multi-planaires ou stéréoradiographies (*Brown et coll., 1976 ; Hindmarsh et coll., 1980 ; Dimnet et Guinguand, 1984 ; Dansereau et Stokes, 1988 ; Plamondon et coll., 1988 ; Roy et coll., 1995 ; Aubin et coll., 1997 ; Mitulescu et coll., 2001*) sont également basées sur l'identification de points anatomiques dans deux clichés radiographiques d'incidences différentes. Mais la reconstruction tridimensionnelle de ces points est calculée à partir de la relation de projection d'un point de l'espace dans les images. Cette relation doit être établie dans une étape de calibrage (cet aspect sera détaillé plus loin, Chapitre II section 2).

Un modèle géométrique du rachis est ainsi obtenu, qui permet d'évaluer la géométrie et/ou la position des vertèbres.

La plupart des auteurs se basent sur deux radiographies, l'une frontale et l'autre sagittale (*Brown et coll., 1976 ; Dimnet et Guinguand, 1984 ; Pearcy, 1985 ; Plamondon et coll., 1988 ; Aubin et coll., 1997 ; Mitulescu et coll., 2001*) où sont identifiés des points anatomiques visibles dans les deux vues, selon les auteurs de 4 points (*Brown et coll., 1976*) à 9 points (*Pearcy, 1985*). En général, les six points les plus utilisés sont les centres des plateaux (supérieur et inférieur) du corps vertébral et les extrémités supérieures et inférieures des pédicules (droit et gauche).
Ces points correspondants sont ensuite reconstruits en 3D, le plus souvent par la méthode du DLT (*Abdel-Aziz et Karara, 1971*).

Le nombre de points correspondants disponibles (visibles dans les deux vues) est néanmoins limité. Une méthode de reconstruction de points non stéréo-correspondants (*Veron, 1997* ; *Mitton et coll., 2000*) a été proposée, qui porte le nombre de points anatomiques identifiables à plus d'une vingtaine par vertèbre (Figure 2-7).

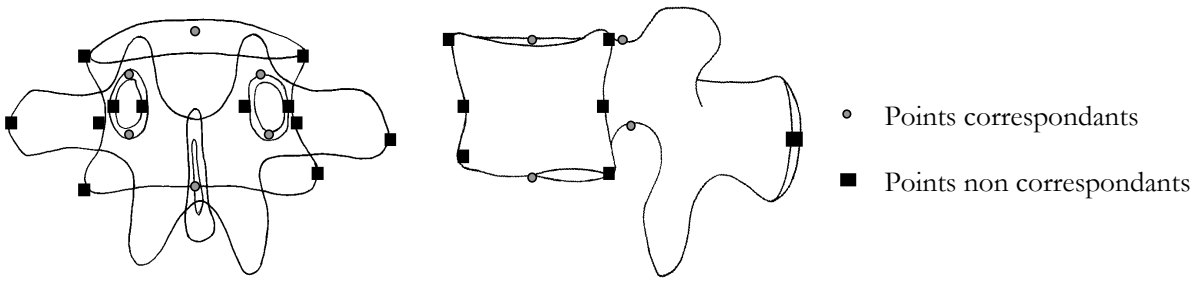


Figure 2-7 : Points anatomiques identifiables dans les vues frontale et latérale
(d'après *Mitulescu et coll., 2001*)

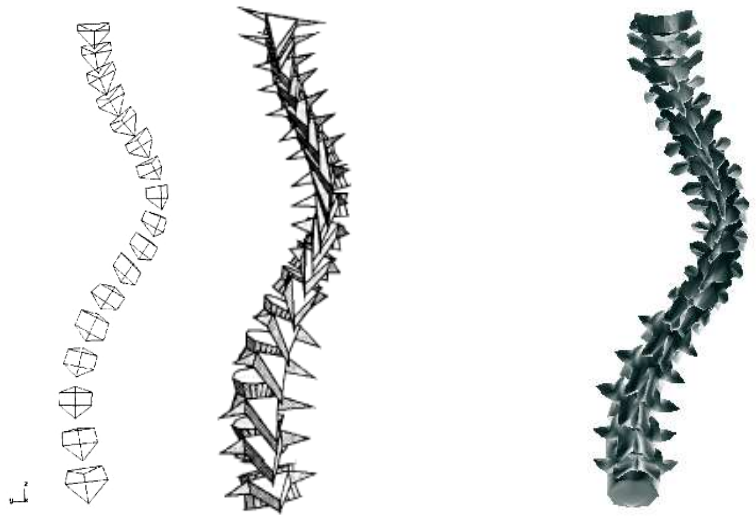
1.5.1 Géométrie vertébrale

La géométrie de la vertèbre peut être ainsi représentée directement par les points reconstruits en 3D ou complétée par un modèle géométrique (Figure 2-8). Un modèle paramétrique des vertèbres a en effet été proposé en se basant sur les six points correspondants reconstruits (*Aubin et coll., 1997*).
Cependant, en se basant sur une vingtaine de points reconstruits (*Mitulescu et coll., 2001*), une modélisation plus détaillée (environ 200 points) peut être appliquée par une méthode de krigeage (déformation élastique d'un modèle générique *Trochu, 1993* ; *Delorme, 1996*).

La précision de reconstruction des six points anatomiques pour des vertèbres non pathologiques (comparaison avec la reconstruction scanner) a été estimée à 2,1 mm ± 1,5 mm (moyenne et écart type de l'erreur évaluée sur 6 points *Aubin et coll., 1997*). Dans cette même étude, la précision du

modèle paramétrique a été évaluée à 2,6 mm ± 2,1 mm en termes de distance point à point (21 points considérés, distance moyenne et écart type) entre le modèle et la reconstruction scanner.

La précision du modèle détaillé, également pour des vertèbres non pathologiques, a été estimée à 1,1 mm (1,4 mm) en termes de distance point à surface (178 points considérés, distance moyenne et RMS) entre le modèle et une mesure directe de la surface de spécimens vertébraux (*Mitulescu et coll., 2001*). La précision du modèle détaillé a, de plus, été estimée pour des vertèbres scoliotiques : 1,5 mm (2,0 mm) en termes de distance point à surface (moyenne et RMS) entre le modèle et une mesure tomographique (*Mitulescu et coll., 2002*).



a) b)

Figure 2-8 : Reconstruction tridimensionnelle par stréréoradiographie
a) Modèle avec 6 points par vertèbre et modèle paramétrique (d'après *Delorme et coll., 2000*)
b) Modèle détaillé (200 points par vertèbre) : Collaboration *Laboratoire de Biomécanique* (*ENSAM-CNRS, Paris*) et *Laboratoire en Imagerie et Orthopédie* (*ETS-CRCHUM, Montréal*)

1.5.2 Orientations vertébrales 3D

Les points anatomiques reconstruits et/ou les modèles géométriques permettent de définir un repère vertébral et d'évaluer la position des vertèbres (par rapport au système de radiographie, *Brown, 1976*) ou les mobilités du rachis entre deux reconstructions successives du rachis (*Dimnet et Guinguand, 1984 ; Pearcy, 1985 ; Plamondon et coll., 1988*) analysées au niveau vertébral ou intervertébral. Pour l'étude de la position ou du mouvement des vertèbres, différentes méthodes d'interprétation des rotations dans l'espace ont été proposées :

- Angles projetés dans les plans de référence (*Pearcy, 1985*)
- 3 rotations autour d'axes fixes (*Plamondon et coll., 1988*)
- 3 rotations autour d'axes mobiles (*Brown, 1976*)
- Rotation unique autour d'un axe hélicoïdal (*Dimnet et Guinguand, 1984*)

De plus, si l'on considère une succession de trois rotations autour d'axes fixes ou mobiles la séquence des axes choisie pour ces rotations modifie l'interprétation (*Skalli et coll., 1995*). Le choix d'une interprétation selon la séquence Latérale Sagittale Axiale autour des axes locaux de la vertèbre permet d'établir le lien entre le déport des pédicules (observé dans le plan frontal) et la rotation axiale dans l'espace (Figure 2-9).

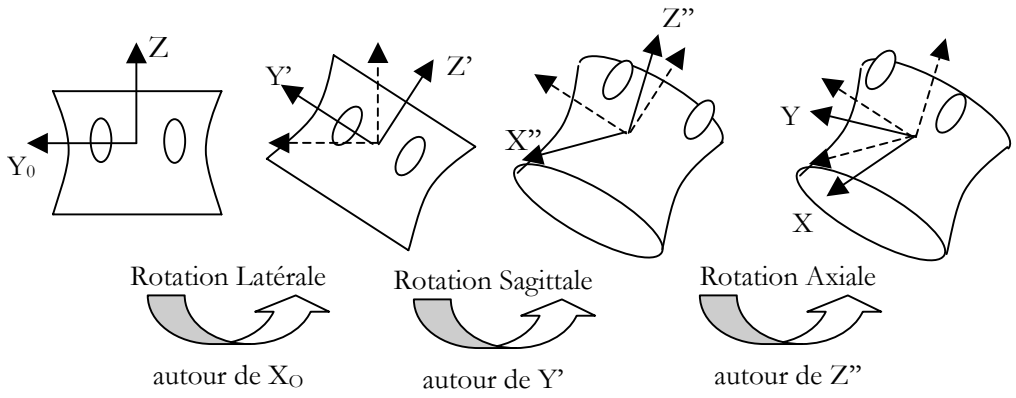


Figure 2-9 : Rotations autour d'axes mobiles
Séquence Latérale Sagittale Axiale (d'après *Skalli et coll., 1995*)

La précision des angles projetés a été évaluée à 0,7°, 0,8° et 1,4° (RMS de l'erreur de rotation intervertébrale latérale, sagittale et axiale *Pearcy, 1985*). La méthode d'évaluation proposée consiste à comparer la position de 9 points anatomiques (d'une vertèbre non pathologique reconstruite) à la position de billes métalliques (attachées à la vertèbre et reconstruites dans le même temps). Différentes configurations d'un segment intervertébral (inclinaison droite et gauche, flexion-extension et rotation axiale droite et gauche) sont étudiées.
Les limites de cette méthode d'évaluation sont la non prise en compte de rotations combinées (à la fois frontale, sagittale et axiale) et les faibles amplitudes de rotation étudiées. De plus, il s'agit ici d'une mesure par projection des d'angles tridimensionnels.

Pour les rotations autour d'axes fixes, la même méthode d'évaluation (points anatomiques vs. billes métalliques) est appliquée à un segment rachidien non scoliotique entier placé dans différentes positions (*Plamondon et Gagnon, 1990*). La précision est de 0,7° (0,5°) pour la rotation

latérale, 0,7° (0,6°) pour la rotation sagittale et 1,7° (1,2°) pour la rotation axiale (moyenne et écart type). Les limites de cette méthode d'évaluation sont, là encore, la non prise en compte de rotations combinées.

Les deux précédentes études sont basées sur des modèles vertébraux comportant 6 à 9 points. La précision d'orientation tridimensionnelle en considérant un modèle détaillé (reconstruit par la méthode NSCP, *Mitton et coll., 2000*) n'a pas encore été évaluée.

La radiographie multi-planaire semble un outil pertinent pour la mesure tridimensionnelle et segmentaire du rachis. Elle donne accès dans le même temps à la géométrie et à la position des vertèbres avec une précision très acceptable au vu des autres méthodes d'imagerie (tomographie, IRM, radiographie frontale ou sagittale). Cette précision dépend fortement de la technique de reconstruction des vertèbres (points non correspondants ou non), du modèle vertébral (comportant 6 ou 200 points), et de la déformation du rachis scoliotique à étudier (*Mitulescu et coll., 2001, Mitulescu et coll., 2002*).

1.6. Analyse par mesure directe des vertèbres

La géométrie et la position des vertèbres peut être mesurée par l'identification directe de points anatomiques en surface. Les coordonnées de ces points ou de marqueurs fixés sur les vertèbres et sur l'instrumentation sont mesurées par des systèmes électromagnétiques (*Leborgne et coll., 1995*), des systèmes optoélectroniques (*Ghanem et coll., 1997 ; Lecire Lilloni et coll., 1999*), des systèmes électromagnétiques (*Labelle et coll., 1995 ; Delorme et coll., 1999*) ou des systèmes stéréophotogrammétriques (*Sawatzky et coll., 1998 ; Tredwell et coll., 1999*).

Les points anatomiques, pouvant être saisis en per opératoire sur la partie postérieure des vertèbres mises à nu, sont situés sur les apophyses transverses et épineuses ainsi que sur les lames.
In vitro, un grand nombre de points anatomiques (jusqu'à 200) sont accessibles sur la totalité de la surface des vertèbres avec une précision évaluée à ± 0,2 mm (système électromagnétique, *Leborgne et coll., 1995*). Cette mesure directe permet d'analyser la morphologie (*Semaan et coll., 2001*), notamment pour des vertèbres scoliotiques (*Leborgne et coll., 1997*).

De la même manière que pour les reconstructions stéréoradiographiques, la position et/ou le mouvement des vertèbres sont interprétés par différentes méthodes :

- Angles projetés avec une précision évaluée à 2,5° (*Labelle et coll., 1995*)
- Rotations autour d'axes mobiles, précision évaluée à 1,5° (*Lecire-Lilloni et coll., 1999*)
- Rotations autour d'axes fixes, précision évaluée à 2,5° (*Sawatzky et coll., 1998*)
- Rotation unique autour d'un axe hélicoïdal, précision non documentée (*Leborgne et coll.,1997 ; Tredwell et coll., 1999*)

Ces mesures directes permettent le suivi des vertèbres pendant la correction chirurgicale, y compris de manière dynamique, par opposition à des images statiques (radiographiques ou tomographiques). Leurs limites sont la difficulté de mise en œuvre, la mesure cantonnée aux vertèbres mises à nu lors de l'abord chirurgical, et la mesure du rachis en position couchée.
Cette méthode peut venir en complément des autres moyens de mesure du rachis lors d'une analyse transversale pré, per et post opératoire.

1.7 Synthèse

L'analyse tridimensionnelle segmentaire du rachis fait appel à de multiples méthodes qui sont toutes basées sur la reconnaissance de points anatomiques des vertèbres.
Selon ces méthodes (tomographie axiale, IRM, radiographie frontale et sagittale, radiographie multi-planaire et mesure directe), les géométries vertébrales obtenues sont plus ou moins détaillées et précises (Tableau 2-1). Les orientations vertébrales sont également obtenues avec des interprétations et des précisions différentes (Tableau 2-2).

Parmi ces méthodes, la radiographie multi-planaire semble un outil pertinent pour l'étude de la déformation scoliotique. En outre cette mesure est effectuée en position debout. Elle se base sur un examen simple (deux radiographies) et donne accès, en trois dimensions, à la géométrie et aux orientations vertébrales. La modélisation du rachis de manière détaillée apporte sensiblement un plus en termes de précision de la forme des vertèbres et notamment des vertèbres scoliotiques. L'évaluation de la précision en termes de position de ces vertèbres (reconstruites de manière détaillée) reste à mener, ce qui constitue un des objectifs de ce projet de recherche (Chapitre III section 2).

Il faut aussi noter que la radiographie multi-planaire nécessite l'utilisation d'un dispositif spécifique de calibrage. L'étude bibliographique suivante porte sur ce point.

Tableau 2-1: Récapitulatif des méthodes de mesure de la géométrie des vertèbres

Référence	Mesure segmentaire	Moyens de mesure	Points anatomiques	Méthode de validation	Précisions
Leborgne et coll., 1995	Modèle géométrique des vertèbres	Mesures directes in vitro	200 points	Non documenté	± 0,2 mm
de Guise et coll., 1995		Tomographies axiales sériées	Contour de la vertèbre	Non documenté	1 mm
Périé et coll. 2001	Modèle géométrique des corps vertébraux	IRM frontales et sagittales sériées	Contour du corps vertébral		Non documenté
Graf et coll., 1983 *Godillon et Lepoutre, 1988*	Modèle qualitatif du rachis	Radiographies frontale et sagittale	4 coins du corps vertébral (ou 2 points du mur postérieur)	Non documenté	10 mm
Aubin et coll., 1997	Modèle avec 6 points du rachis	Radiographies multi-planaires	6 points (plateaux vertébraux et pédicules)	Vertèbres non pathologiques Comparaison reconstruction vs. scanner Distance point à point (6 points)	2,1 mm (SD 1,5 mm)
	Modèle paramétré du rachis		6 points (plateaux vertébraux et pédicules)	Vertèbres non pathologiques Comparaison reconstruction vs. scanner Distance point à point (21 points)	2,6 mm (SD 2,1 mm)
Mitulescu et coll., 2001	Modèle détaillé du rachis (200 points)		20 Points (corps vertébraux, pédicules et apophyses)	Vertèbres non pathologiques Comparaison reconstruction vs. mesure directe Distance point à surface (178 points)	1,1 mm (RMS 1,4 mm)
Mitulescu et coll., 2002				Vertèbres scoliotiques Comparaison reconstruction vs. scanner Distance point à surface (178 points)	1,5 mm (RMS 2,0 mm)

Tableau 2-2 : Récapitulatif des méthodes de mesure de l'orientation des vertèbres

Référence	Mesure segmentaire	Moyens de mesure	Points anatomiques	Méthode de validation	Précisions
Aaro et Dahlborn, 1981 *Ho et coll.,1993* *Gocen et coll., 1999*	Rotation axiale vertébrale	Tomographie axiale	Ligne médiale du corps vertébral (ou lames, pédicules)	Vertèbre scoliotique orientée (*Aaro et Dahlborn, 1981*)	0,6° (SD 1°)coupe stricte 7° (SD 2°)coupe quelconque
Birchall et coll., 1997		IRM		Répétabilité	3°
Perdriolle, 1979 *Stokes et coll., 1986*		Radiographie frontale	Pédicules et corps vertébral	Vertèbre non pathologique orientée (*Russell et coll., 1990*)	3° (SD 5°)
Stagnara et coll., 1982 *Bernhardt et Bridwell, 1989* *Korovessis et coll., 1998*	Rotation sagittale vertébrale et intervertébrale	Radiographie latérale	Plateau vertébral		Non documentée
Jackson et Hales, 2000 *Legaye et coll., 1998*	Rotation sagittale du bassin		Plateau sacré et centre des articulations coxo-fémorales	Répétabilité (méthode informatisée) (*Rajnics et coll. 2001*)	1,5°
Brown, 1976	Rotations vertébrales (axes mobiles)	Radiographies multi-planaires	4 points (plateaux vertébraux et pédicules)		Non documentée
Plamondon et Gagnon, 1990	Rotations vertébrales (axes fixes)		6 points (plateaux vertébraux et pédicules)	Spécimen non pathologique orienté Comparaison 6 pts anatomiques vs. billes métalliques	0,7° Rotation Latérale, 0,7° Rotation Sagittale 1,7° Rotation Axiale
Dimnet et Guinguand, 1984	Rotation intervertébrale (axe hélicoïdal)		Axes du corps vertébral		Non documentée
Pearcy, 1985	Rotations intervertébrales (projection)		9 points (plateaux vertébraux, pédicules et apophyses)	Mouvements intervertébraux Comparaison 9 pts anatomiques vs. billes métalliques	0,7° Rotation Latérale 0,8° Rotation Sagittale 1,4° Rotation Axiale
Labelle et coll., 1995	Rotations vertébrales (projection)	Mesures directes per opératoires	6 points (apophyses et lames)	Répétabilité	2,5°
Lecire-Lilloni et coll., 1999	Rotations vertébrales (axes mobiles)		3 points (apophyses)	Vertèbre non pathologique orientée	1,5°
Sawatzky et coll., 1998	Rotations vertébrales (axes fixes)		N points (épineuse et lames)	Non documentée	2,5°
Tredwell et coll., 1999	Rotation vertébrale (axe hélicoïdal)		N points (épineuse et lames)		Non documentée

2 Problématique du calibrage pour la mesure multi-planaire

Dans le cadre de la radiographie multi-planaire ou de la mesure per opératoire (par les systèmes optoélectroniques, électromagnétiques ou stéréophotogrammétriques), l'information en trois dimensions est obtenue à partir de la mise en correspondance d'au moins deux informations planes. Pour cela, il est nécessaire de connaître la relation de projection entre un point et son image ainsi que la position de chaque image par rapport aux autres.
Trois problèmes sont alors à résoudre. Premièrement, il s'agit d'obtenir des images sous (au moins) deux incidences. Ensuite, il faut définir une relation entre les coordonnées 2D, les coordonnées 3D et des paramètres géométriques représentant l'environnement de la prise de vue. Enfin, ces paramètres doivent être déterminés dans une étape de calibrage.

Cette partie vise à examiner les différentes techniques de calibrage pour la mesure multi-planaire et notamment leur application dans le cadre de la radiographie où les trois problèmes (l'obtention de vues, la relation de projection et le calibrage lui-même) sont étroitement liés.

2.1 Conditions d'obtention des vues

Dans le cadre de la stéréo-vision, il suffit de disposer d'au moins deux caméras, positionnées de manière quelconque, dans la mesure où elles regardent la même scène.
Dans un cadre radiographique, les clichés utilisés, imposés par la pratique en clinique, sont le plus souvent frontaux et sagittaux (et accessoirement sous une incidence oblique).

Certains auteurs proposent une prise simultanée des radiographies, disposant d'une installation avec deux sources de rayons X indépendantes et deux films (*Brown et coll., 1976 ; Pearcy, 1985*).
Cependant, la plupart des sites cliniques ne disposent que d'une seule source. Les clichés sont alors pris en deux temps. La source peut être placée de face puis de trois quarts droit et gauche (*De Smet et coll., 1980*) ou deux fois de face mais avec deux incidences (*Hindmarsh et coll., 1980 ; Dansereau et Stokes, 1988*).
Une autre approche consiste à faire tourner de 90° le sujet à radiographier (*Plamondon et coll., 1988 ; Cheze et coll., 1992 ; Aubin et coll., 1997 ; Skalli et coll., 1998*).

2.2 Relation de projection

2.2.1 Relation de perspective

Si on s'intéresse uniquement à la relation de projection dans l'image d'un point de l'espace, on peut définir un repère $\Re_{focal}$ (***F,i,j,k***) lié au point focal de la perspective (appelé aussi centre de projection). L'axe *k* de ce repère est perpendiculaire au plan de l'image. La projection orthogonale du point focal **F** dans l'image est le point **f**, situé à la distance d, appelée distance focale (Figure 2-10).

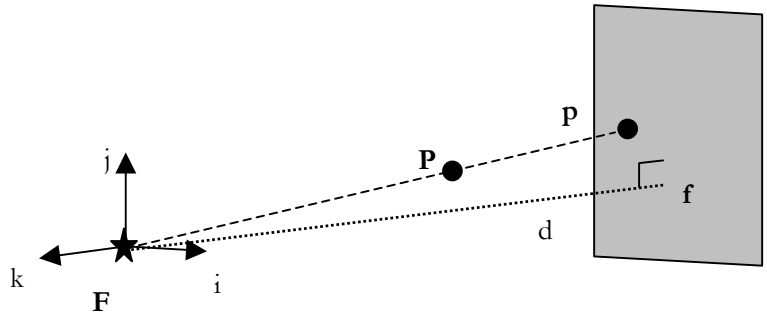


Figure 2-10 : Relation de perspective

La position du point ***p*** dans l'image (p_i, p_j, d) et la position du point **P** (P_i, P_j, P_k) dans l'espace sont liées par les rapports suivants (assimilable à des relations de Thalès):

$$\boldsymbol{p}_i = (\mathbf{P}_i / \mathbf{P}_k)\, d \qquad \text{Équation 2-1}$$
$$\boldsymbol{p}_j = (\mathbf{P}_j / \mathbf{P}_k)\, d \qquad \text{Équation 2-2}$$

On peut aussi prendre en compte des coordonnées corrigées de ***p*** en considérant des coefficients de correction de l'échelle sur les axes (*i,j*) (différentes tailles de grains du film radiographique ou de pixels de l'image numérique) et/ou des paramètres de distorsion optique :

$$\overline{p_i} = k_i\left(p_i + \Delta p_i\right) \qquad \text{Équation 2-3}$$
$$\overline{p_j} = k_j\left(p_j + \Delta p_j\right) \qquad \text{Équation 2-4}$$

La relation de perspective correspond à un ensemble de paramètres internes qui ne dépendent que de la position focale et des erreurs de l'image. Ainsi, en stéréo-vision, il reste à définir la position d'une seconde prise de vue par rapport à la première (*Longuet-Higgins, 1981* ; *Dapena et coll., 1982; Metz et Fencil, 1989 ;Maybank et Faugeras, 1992*).

2.2.2 Relation de colinéarité

La projection dans l'image **p** du point de l'espace **P** peut aussi être définie par la relation de colinéarité suivante :

$$\mathbf{Fp} = \lambda\,\mathbf{FP} \quad \text{(avec } \lambda \text{ le coefficient de colinéarité)} \qquad \text{Équation 2-5}$$

Dans le cas général, si l'on considère le repère de référence de l'espace $\Re_{espace}$ (O_{espace},*X,Y,Z*) et le repère de référence de l'image $\Re_{image}$ (O_{image},*u,v,w*), le point focal **F** a pour coordonnées $[u_s, v_s, d]^T$ dans $\Re_{image}$ et $[X_s, Y_s, Z_s]^T$ dans $\Re_{espace}$ et l'orientation entre les repères $\Re_{espace}$ et $\Re_{image}$ est définie par la matrice M.
En ne prenant en compte que le coefficient de correction d'échelle ($k = k_u/k_v$), la relation de colinéarité (sans erreurs de distorsion) devient :

$$\begin{bmatrix} (u - u_s) \\ k(v - v_s) \\ -d \end{bmatrix} = \lambda M \begin{bmatrix} X - X_s \\ Y - Y_s \\ Z - Z_s \end{bmatrix} \qquad \text{Équation 2-6}$$

La relation de colinéarité peut aussi être écrite sous une forme homogène (*Rougee et coll., 1993* ; *Cheriet et coll., 1999*) :

$$\begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = \lambda \begin{bmatrix} -d & 0 & u_s \\ 0 & -\frac{d}{k} & v_s \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} M & \begin{matrix} -X_s \\ -Y_s \\ -Z_s \end{matrix} \\ \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \qquad \text{Équation 2-7}$$

Le coefficient de colinéarité λ défini dans ces relations n'est pas un paramètre de l'environnement. Il peut être tiré de la troisième ligne et la relation de colinéarité peut être mise sous une forme proche de la relation de perspective (*Abdel-Aziz et Karara, 1971 ; Hatze, 1988 ; Borghese et Ferrigno, 1990 ; Gazzani, 1993 ; Ito et IShii, 1994*) :

$$u = -d\left(\frac{m_{11}(X - X_s) + m_{12}(Y - Y_s) + m_{13}(Z - Z_s)}{m_{31}(X - X_s) + m_{32}(Y - Y_s) + m_{33}(Z - Z_s)}\right) + u_s \qquad \text{Équation 2-8}$$

$$v = -\frac{d}{k}\left(\frac{m_{21}(X - X_s) + m_{22}(Y - Y_s) + m_{23}(Z - Z_s)}{m_{31}(X - X_s) + m_{32}(Y - Y_s) + m_{33}(Z - Z_s)}\right) + v_s \qquad \text{Équation 2-9}$$

2.3 Méthode de calibrage

2.3.1 Calibrage de la position de la source de rayons X

Certains auteurs considèrent l'orientation d'une image par rapport à l'autre comme connue, du fait des conditions d'obtention des clichés, positionnés à 90° (*Brown et coll., 1976*), à 45° (*De Smet et coll., 1980*), à 0° (*Hindmarsh et coll., 1980*). Le calibrage se résume alors à la position linéaire de la source de rayons X par rapport au film.
Cette position est déterminée par le calcul des lignes de projection en utilisant soit un cube de 8 points placé parallèlement au film (*Hindmarsh et coll., 1980*) soit une plaque de 4 points (*Brown et coll., 1976*) placée parallèlement au film et à une distance connue.

2.3.2 Méthode DLT

D'autres auteurs prennent en compte la totalité des paramètres de l'environnement radiographique et proposent d'utiliser le DLT pour le calcul du calibrage (*Pearcy, 1985 ; Dansereau et Stokes, 1988* ; *Plamondon et coll., 1988 ; Roy et coll., 1995 ; Aubin et coll., 1997 ; Skalli et coll., 1998*). Cette méthode permet de transformer la relation de colinéarité sous une forme linéaire par le calcul de 11 paramètres implicites (*Abdel-Aziz et Karara, 1971*) :

$$u = \frac{L_1 X + L_2 Y + L_3 Z + L_4}{1 + L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z} \qquad \text{Équation 2-10}$$

$$v = \frac{L_5 X + L_6 Y + L_7 Z + L_8}{1 + L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z} \qquad \text{Équation 2-11}$$

avec L_n paramètres implicites fonctions des paramètres u_s, v_s, d, X_s, Y_s, Zs, M, et k

Cette méthode de calcul simple présente un inconvénient majeur, elle nécessite un objet de calibrage volumineux qui doit entourer la zone étudiée. En effet, la perte de précision due à l'extrapolation hors du volume de calibrage a été bien étudiée (*Wood et Marshall, 1986* ; *Challis et Kerwin, 1992 ; Gazzani, 1993; Chen et coll., 1994*)

Cela implique pour certains auteurs (*Pearcy, 1985 ; Plamondon et coll., 1988 ; Roy et coll., 1995*) un calibrage à part, avant ou après la prise de radiographies des sujets. L'environnement radiographique ne doit ensuite plus être modifié, ce qui demande quelques précautions et notamment de ne pas déplacer la source au cours des radiographies.

D'autres dispositifs de calibrage permettent dans le même temps d'accueillir le sujet (*Aubin et coll., 1997 ; Skalli et coll., 1998*). Il s'agit de larges structures où le patient est tourné et translaté entre deux plaques de plexiglas (contenant un grand nombre de billes d'acier), et le tout placé devant le film radiographique. Dans ce cas, le calcul par DLT permet de calibrer chaque image indépendamment mais ne permet pas de déterminer la position des deux images l'une par rapport à l'autre puisque l'objet de calibrage ne tourne pas avec le sujet radiographié. La rotation et la translation imposées au sujet doivent être connues par un autre moyen (mesures mécaniques).

2.3.3 Méthode d'optimisation

Une autre approche consiste à conserver les paramètres explicites (géométriques) et à évaluer l'erreur de rétro-projection, à savoir la différence entre les projections réelles des points (mesurées sur le film radiographique) et les projections théoriques en fonction des paramètres homogènes (*Rougée et coll., 1993* ; *Cheriet et coll., 1999*).
Cette erreur est minimisée par des méthodes d'optimisation itératives et non linéaires.

2.3.4 Autres méthodes de calibrage

D'autres méthodes de calibrage alternatives au DLT ont été proposées, basées sur la même forme de la relation de projection mais utilisant des techniques de résolutions différentes : paramètres implicites modifiés (*Hatze, 1988 ; Ito et coll, 1994*), linéarisation et moindres carrés (*Borghese et Ferrigno, 1990 ; Gazzani, 1993*). Ces différentes méthodes nécessitent néanmoins un large objet de calibrage et n'apportent pas d'avantages majeurs. Elles ne sont pas employées dans le cadre de la radiographie multi-planaire.

Il faut noter l'approche de *Woltring* (*1980*) qui propose un objet de calibrage plan, tourné dans différentes positions et une méthode de résolution s'appuyant sur les orientations du plan de calibrage et des plans des images les uns par rapport aux autres.

L'orientation d'une vue par rapport à l'autre est la base de nombreuses méthodes (*Longet-Higgins, 1981; Dapena et coll., 1982; Metz et Fencil, 1989; Maybank et Faugeras, 1992* ; *Cerveri et coll., 1998*).
Les points des images $\boldsymbol{p}_1$ et $\boldsymbol{p}_2$, le point de l'espace $\mathbf{P}$ et les points focaux $\mathbf{F}_1$ et $\mathbf{F}_2$ sont contenus dans un même plan, appelé plan épipolaire (Figure 2-11).

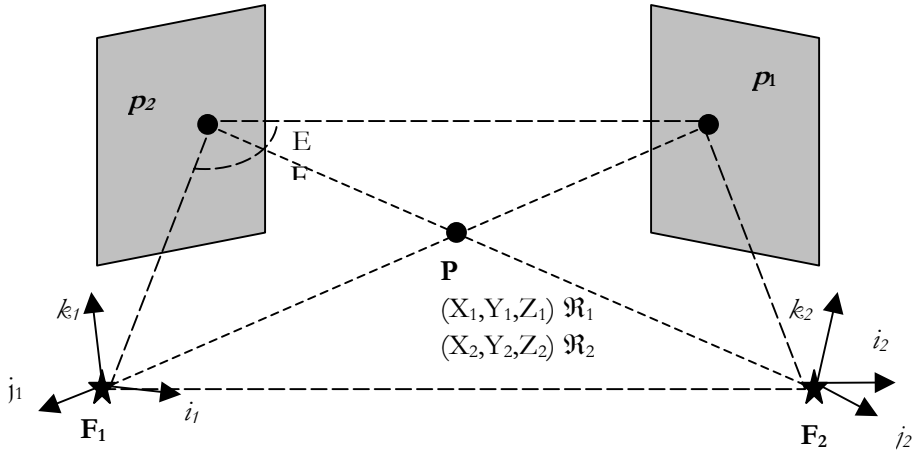


Figure 2-11 : Position respective d'une vue par rapport à l'autre
et plan épipolaire (E)

En considérant un repérage lié au point focal, on définit la position d'une image par rapport à l'autre (rotation M et translation T) avec :

$$\begin{bmatrix} X_2 \\ Y_2 \\ Z_2 \end{bmatrix} = M \begin{bmatrix} X_1 \\ Y_1 \\ Z_1 \end{bmatrix} + T \qquad \text{Équation 2-12}$$

Le plan épipolaire est défini par le produit vectoriel $F_1P \wedge F_2P = 0$ soit sous la forme matricielle :

$$\begin{bmatrix} X_2 Y_2 Z_2 \end{bmatrix} \left(\begin{bmatrix} 0 & -T_k & T_j \\ T_k & 0 & -T_i \\ -T_j & T_i & 0 \end{bmatrix} M \right) \begin{bmatrix} X_1 \\ Y_1 \\ Z_1 \end{bmatrix} = 0 \qquad \text{Équation 2-13}$$

En introduisant la relation de perspective sous sa forme homogène on obtient :

$$\begin{bmatrix} u_2 v_2 1 \end{bmatrix} \left(P_2^{-T} \begin{bmatrix} 0 & -T_k & T_j \\ T_k & 0 & -T_i \\ -T_j & T_i & 0 \end{bmatrix} M P_1^{-1} \right) \begin{bmatrix} u_1 \\ v_1 \\ 1 \end{bmatrix} = 0 \qquad \text{Équation 2-14}$$

avec $P_i = \begin{bmatrix} -d_i & 0 & u_{si} \\ 0 & -d_i & v_{si} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$

Cette méthode ne nécessite pas d'objet de calibrage de forme connue car elle se base sur des couples de points correspondants dans les deux images. Dans le domaine de la stéréo-vision, elle permet l'auto-calibrage, mais n'est pas employée dans le cadre de la radiographie multi-planaire.

De plus, la résolution du calibrage est alors obtenue à un facteur d'échelle près et les paramètres sont définis dans le repère lié au point focal (ce qui rend l'interprétation clinique difficile). Cette méthode de résolution doit être complétée par un calibrage secondaire qui permet de fixer le facteur d'échelle et de définir le repère d'interprétation.

2.4 Synthèse

La méthode de calibrage dépend directement de la modélisation géométrique de l'environnement, à savoir, soit un repère lié au point focal et une relation basée sur la position respective des vues, soit un repère quelconque de l'espace et une relation basée sur la projection des points dans l'image. Dans le cas particulier de la radiographie multi-planaire, le calibrage dépend aussi de la méthode de prise des deux clichés.

Les différentes caractéristiques des méthodes de calibrage (domaines d'application, objet de calibrage…) sont résumées dans le tableau de synthèse ci-après (Tableau 2-3).

La principale limite des méthodes existantes est l'objet de calibrage. Cet objet peut être de forme inconnue (méthode de calibrage d'une vue par rapport à l'autre, calcul de la géométrie épipolaire), mais ces méthodes sont destinées à la stéréo-vision (par caméras) et sont difficilement transposables à la radiographie. Si cet objet est de forme connue (méthode DLT, calcul de la colinéarité…), il représente un volume très important (qui doit couvrir la zone de mesure pour limiter les erreurs d'extrapolation qui sont non négligeables).
Deux possibilités ont alors été proposées : d'une part, une étape de calibrage à part, mais qui rend impossible le réglage de la position de la source de rayons X pour la radiographie de chaque patient ; d'autre part, un objet de calibrage accueillant le sujet à radiographier, mais qui se traduit par une structure massive, inconfortable pour le sujet, peu fonctionnelle pour le clinicien.
Il faut noter que les objets de calibrage les plus simples correspondent aux méthodes des années 80 où l'orientation des clichés est considérée comme connue du fait des conditions d'obtention des radiographies.

L'utilisation plus large de la radiographie multi-planaire dans la pratique clinique courante passe donc par l'accès à un dispositif intégré, permettant, à la fois, l'accueil du sujet, la mise en place d'un objet de calibrage ouvert et le positionnement pour la prise des radiographies. Le développement d'un tel dispositif constitue l'un des objectifs de ce projet de recherche (Chapitre III section 1)

Tableau 2-3 : Récapitulatif des méthodes de calibrage

Référence	Méthode de calibrage	Domaine d'application	Obtention des vues	Objet de calibrage
Brown et coll., 1976	Position de la source RX	Radiographie multi-planaire	Vues de face et profil (deux sources RX)	Plaque de 4 billes
Hindmarsh et coll., 1980			Deux vues de faces (incidences différentes)	Cube de 8 billes
Abdel-Aziz et Karara, 1971	Direct Linear Transformation	Stéréo-vision	Non documenté	Non documenté
Dansereau et Stokes, 1988		Radiographie multi-planaire	Deux vues de faces (incidences différentes)	Deux plaques d'une trentaine de billes
Roy et coll., 1994 *Plamondon et coll., 1988*			Vues de face et profil (plateau tournant) Etape de calibrage à part	Cube de billes
Pearcy, 1985			Vues de face et profil (deux sources RX) Etape de calibrage à part	Cube de billes
Aubin et coll., 1997 *Skalli et coll., 1998*			Vues de face et profil (plateau tournant)	Deux plaques d'une trentaine de billes
Rougée et coll., 1993	Optimisation de la rétro-projection	Radiographie multi-planaire	Vues de face et profil (source RX déplacée)	Cube de 6 billes
Cheriet et coll., 1999			Vues de face et profil (plateau tournant)	Deux plaques d'une trentaine de billes et dipôles sur le sujet
Hatze, 1988 *Ito et Ishii, 1994* *Borghese et Ferrigno, 1990* *Gazzani, 1993*	Résolution de la colinéarité	Stéréo-vision	Non documenté Etape de calibrage à part	Non documenté
Woltring, 1980			Non documenté Etape de calibrage à part	Plaque de billes tournante
Longet-Higgins, 1981 *Metz et Fencil, 1989*	Position d'une vue par rapport à l'autre	Stéréo-vision	Non documenté Etape de calibrage à part	8 points de positions inconnues (ou plus)
Dapena et coll., 1982	Position d'une vue par rapport à l'autre	Stéréo-vision	Non documenté Etape de calibrage à part	Points de positions inconnues et dipôles
Cerveri et coll., 1998	Calcul de la géométrie épipolaire	Stéréo-vision	Non documenté Etape de calibrage à part	Un dipôle en mouvement

3 Evaluation de la correction chirurgicale

Les objectifs de la chirurgie moderne ont été décrits par certains auteurs (*Dubousset, 1994 ; Webb et coll., 1995 ; Bridwell, 1999*) comme la réduction des courbures (et leur maintien par fusion) aussi proche que possible des courbures physiologiques, la diminution des gibbosités, la restauration d'une posture « équilibrée » et harmonieuse (au niveau de la déformation restante après correction), tout en préservant le maximum de mobilités et en protégeant la moelle spinale.
Dans ce sens, l'évaluation de la correction chirurgicale est avant tout clinique et relativement qualitative.

Un certain nombre de mesures complémentaires (Chapitre II section 1) viennent s'ajouter au bilan clinique. Du fait de l'évolution des techniques chirurgicales (Chapitre I section 3), ces analyses de la correction ont longtemps été limitées à la courbure prise dans son ensemble et dans le plan frontal uniquement. Le plan sagittal a ensuite été pris en compte puis, au niveau segmentaire, le plan horizontal (tout d'abord focalisé sur la rotation axiale de l'apex, puis élargi à d'autres niveaux et d'autres orientations).

Cette partie cherche à donner les ordres de grandeur de la correction chirurgicale des scolioses dans les trois plans de l'espace.

3.1 Analyse de la correction globale

3.1.1 Angle de Cobb, cyphose et lordose

Par le passé (influencée par la technique de distraction), la correction a été le plus souvent étudiée en fonction de la réduction du seul angle de Cobb. Cette réduction a été évaluée à 60% dans le temps post opératoire immédiat mais s'accompagne d'une perte de 10% au bout d'un an (*Harrington et Dickson, 1973*). Les techniques plus modernes (translation, rotation de la tige, modelage in situ) permettent une meilleure tenue au long terme et une réduction de l'ordre de 70% (*Wojcik et coll., 1990* ; *Willers et coll., 1996 ; Steib et coll., 1999*).
Il faut ici rappeler que cette mesure n'est qu'une projection de la déformation scoliotique.

L'effacement de la cyphose thoracique avec la technique de distraction et l'arrivée de techniques de correction cyphosantes ont conduit à évaluer le plan sagittal. Cependant, la normalité dans ce plan reste difficile à définir et la déformation scoliotique peut donner lieu soit à une cyphose dite

« normale » (20° à 40°), soit à une hypocyphose allant de faible (10° à 19°) à plus marquée (<10°) (*de Jonge et coll., 2002*).
De plus, ces apparences ne sont que des projections de la déformation tridimensionnelle qui place les vertèbres thoraciques en lordose (*Perdriolle, 1979*). Aussi la correction sagittale reste-t-elle controversée.
Une restauration de la cyphose de +8° à +16° en fonction du degré d'hypocyphose a été rapportée avec les techniques de rotation de la tige ou de translation (*Wojcik et coll.,1990 ; Bridwell et coll., 1990 ; Gennari et coll., 1997 ; de Jonge et coll., 2002*). Dans les deux dernières études, l'utilisation du modelage in situ a été proposée afin de parfaire la correction obtenue par rotation de la tige.

Le calcul d'un paramètre combinant l'angle de Cobb et la cyphose (ou la lordose) a été proposé (*Shufflebarger et King, 1987*), qui représente l'écart à une posture « normale » (Cobb=0°, cyphose= 30°, lordose=45°):

Cobb + |30° - Cyphose|	Équation 2-15
Cobb + |45° - Lordose|	Équation 2-16

La technique de distraction présente alors une correction plus faible que la translation et la rotation de tige, notamment en région thoracique : environ 20% contre environ 60%.

3.1.2 Orientation du plan de courbure maximum

L'étude du plan de courbure maximum, à partir de reconstructions stéréoradiographiques (*Labelle et coll., 1995 ; Delorme et coll., 2000*) ou de mesures per opératoires (*Delorme et coll., 1999, Sawatzky et coll., 1998*), permet de considérer l'aspect tridimensionnel, mais reste une analyse globale.
L'orientation de ce plan par rapport au plan sagittal permet de situer la courbure dans l'espace. Pour un rachis non scoliotique, les courbures maximales sont la cyphose et la lordose et cette orientation tend vers zéro. Il ressort de ces études une correction sous forme de « sagittalisation » de la courbure thoracique obtenue par les méthodes de rotation de la tige et de translation.

Les comparaisons pré-post opératoires, évaluées de manière globale, sont présentées dans le tableau de synthèse ci-après (Tableau 2-4).

Tableau 2-4 : Analyse de la correction globale

Référence	Techniques chirurgicales	Evaluation de la correction	Moyens de mesure	Correction
Harington et Diskson, 1973	Distraction	Angle de Cobb	Radiographie frontale	60% (perte 10% après un an)
Wojcik et coll.,1990 *Willers et coll., 1996* *Steib et coll., 1999*	Translation/Rotation de la tige/ Modelage in situ			Environ 70% (moins de perte)
Lagrone et coll., 1988	Distraction	Cyphose	Radiographie sagittale	Dos plat
Bridwell et coll., 1990	Rotation de la tige			Cyphose normale conservée Hypocyphose (<15°) : +13°
de Jonge et coll., 2002	Rotation de la tige + Modelage in situ			Cyphose normale conservée Hypocyphose (<10°) : +16° Hypocyphose (>10° et <19°) : +8°
Shufflebarger et King, 1987	Distraction	Paramètre combiné (Cobb et cyphose/lordose)	Radiographies frontale et sagittale	23% en thoracique 13% en lombaire
	Translation			57% en thoracique 54% en lombaire
	Rotation de la tige			58% en thoracique 68% en lombaire
Labelle et coll., 1995 *Delorme et coll., 2000*	Translation/Rotation de la tige	Orientation du plan de courbure maximum	Radiographies multi-planaires	de 70° (pré op.) à 40°
Delorme et coll., 1999 *Sawatzky et coll., 1998*	Translation/Rotation de la tige		Mesures per opératoires	de 60° (pré op.) à 30°

3.2 Analyse de la correction segmentaire

La technique de rotation de tige, présentée à son début comme une « manœuvre de dérotation », est à l'origine de la controverse au sujet de la correction obtenue au niveau segmentaire.

Cette controverse tient à la confusion entre la rotation « en bloc » de la courbure scoliotique (autour d'un axe de la ligne moyenne) et le repositionnement individuel des vertèbres dans l'espace.
La discussion porte sur la rotation axiale des vertèbres, d'une part à cause de la diversité des méthodes de calcul et leurs précisions (voir chapitre II section 1) ; d'autre part, à cause de la faible correction obtenue dans le plan horizontal avec les techniques chirurgicales modernes.

Ainsi, l'analyse segmentaire de la correction chirurgicale est le plus souvent limitée à l'apex thoracique, à moindre échelle aux vertèbres limites de l'instrumentation. Les différents auteurs utilisent la radiographie frontale, la tomographie axiale et les mesures per opératoires et s'intéressent à la rotation vertébrale axiale, plus rarement aux autres rotations (notamment vertébrale latérale et intervertébrale axiale)

3.2.1 Rotation axiale de la vertèbre apicale

L'évaluation du repositionnement de la vertèbre apicale a été obtenue par les différentes méthodes de mesure disponibles. La méthode la plus répandue reste néanmoins la tomographie axiale (*Ecker et coll., 1988 ; Cundy et coll., 1990 ; Gray et coll.,1991 ;Wood et coll., 1991 ; Marchesi et coll., 1992 ; Lenke et coll., 1992 ; Steib et Moyses, 1993 ; Moens et coll., 1995 ; Willers et coll., 1996, Cole et coll., 1997 ; Wood et coll., 1997*).

Dans ces nombreuses études, une correction d'environ 5° (soit 25%) été rapportée avec les techniques de translation et de rotation de la tige. Une correction de 11° (55%) été observée (*Steib et coll., 1999*) avec la technique de modelage in situ.

La mesure en position debout, dans la radiographie frontale a également été proposée pour les différentes techniques chirurgicales (*Wojcik et coll., 1990 ; Labelle et coll., 1995 ; Aronsson et coll., 1996 ; Delorme et coll., 2000*) et donne une correction de la rotation axiale de la vertèbre apicale comprise, là aussi entre 1° et 5°.

Par les mêmes méthodes de mesure, la rotation axiale peut être chiffrée dans une radiographie en inclinaison latérale. Ce cliché (couché) permet en pré opératoire d'estimer la flexibilité des courbures et *Aronson et coll.* (*1996*) ont observé que la rotation axiale post opératoire (techniques de distraction, translation et rotation de la tige) reste de l'ordre de la réduction naturelle observée dans l'inclinaison latérale (1° à 5°).

Les mesures per opératoires ont, quant à elles, mis en évidence une augmentation de la rotation axiale de l'apex, au moment de la rotation de la tige (*Labelle et coll,. 1995 ; Sawatzky et coll., 1998 ; Lecire-Lilloni et coll., 1999*).

3.2.2 Rotation axiale des vertèbres limites

Quelle que soit la technique chirurgicale, la modification de la rotation axiale des vertèbres n'est pas limitée à l'apex, mais a lieu à tous les niveaux (*Wood et coll., 1991 ;Marchesi et coll., 1992 ; Wood et coll., 1997*).

Plus particulièrement étudiée au niveau des vertèbres limites d'une instrumentation, cette modification reste entre 0° et 6°, qu'elle soit évaluée par tomographie axiale (*Steib et Moyses, 1993 ; Willers et coll., 1996*) ou mesures per opératoires (*Sawatzky et coll., 1998*).

Les modifications pré-post opératoires de la rotation axiale des vertèbres apicales et limites sont présentées dans le tableau de synthèse ci- après (Tableau 2-5).

Tableau 2-5 :Analyse de la correction segmentaire : rotation vertébrale axiale

Référence	Techniques chirurgicales	Evaluation de la correction	Moyens de mesure	Correction
Aronson et coll., 1996	Distraction	Rotation axiale de la vertèbre apicale	Radiographie frontale	1°
Wojcik et coll., 1990 *Aronson et coll., 1996* *Delorme et coll., 2000*	Translation			1° à 4°
Wojcik et coll., 1990 *Labelle et coll., 1995* *Aronson et coll., 1996* *Delorme et coll., 2000*	Rotation de la tige			3° à 5°
Wood et coll., 1997	Translation		Tomographie axiale	4° par rapport au bassin
Ecker et coll., 1988 *Cundy et coll., 1990* *Gray et coll.,1991* *Wood et coll., 1991* *Lenke et coll., 1992* *Steib et Moyses, 1993* *Moens et coll., 1995* *Willers et coll., 1996* *Cole et coll.,1997*	Rotation de la tige			0° à 4° par rapport au bassin 1° à 5° (soit 9% à 25%) par rapport à la ligne médiane du corps
Steib et coll., 1999	Modelage in situ			11° en lombaire (soit 55%)
Labelle et coll,. 1995 *Sawatzky et coll., 1998* *Lecire-Lilloni et coll., 1999*	Rotation de la tige		Mesures per opératoires	1° à 9° d'augmentation lors de la rotation de tige
Steib et Moyes, 1993 *Willers et coll., 1996*	Rotation de la tige	Rotation axiale des vertèbres limites	Tomographie axiale	1° à 3°
Steib et coll., 1999	Modelage in situ			4° à 6° en lombaire
Sawatzky et coll., 1998	Rotation de la tige		Mesures per opératoires	0° à 3°

3.2.3 Rotation latérale des vertèbres limites

La correction à apporter au niveau des vertèbres limites se situe essentiellement au niveau de la rotation latérale. Cette correction est généralement évaluée indirectement par l'angle de Cobb, mais quelques auteurs l'ont considérée au niveau segmentaire, par radiographie frontale (*Wojcik et coll., 1990*) ou mesures per opératoires (*Sawatzky et coll., 1998 ; Lecire-Lilloni et coll., 1999*). La correction segmentaire est de l'ordre d'une vingtaine de degrés (soit 60%, 70%).

3.2.4 Rotation axiale intervertébrale des vertèbres limites

Les vertèbres limites situées en zone jonctionnelle sont aussi caractérisées par un maximum de rotation axiale intervertébrale. Cependant, l'évaluation de la correction de ce point de vu reste très rare. *Wood et coll.* (1991) puis *Marchesi et coll.* (1992) ont étudié par tomographie axiale la « dérotation segmentaire » (obtenue par les techniques de distraction, de translation et de rotation de la tige) et ont montré que la correction intervertébrale se situait essentiellement en zone jonctionnelle.

Une étude par tomographie axiale ciblée sur les vertèbres limites des courbures lombaires (*Steib et coll., 1999*) a démontré une correction de la rotation axiale intervertébrale de 1° à 3° (soit 10% à 30%) pour la rotation de la tige et de 4° à 8° (soit 60% à 80%) pour la technique du modelage in situ.

3.2.5 Rotation unique (mouvement hélicoïdal) des vertèbres apicales et limites

Une étude spécifique du mouvement hélicoïdal par mesures per opératoires lors de la rotation de la tige a été proposée (*Tredwell et coll., 1999*) et a démontré que la rotation de la tige (toutes orientations confondues) corrige surtout les vertèbres limites et relativement peu l'apex. Cette observation correspond à la rotation « en bloc » de l'ensemble de la courbure par rapport à un axe de la ligne moyenne du rachis lors de la manœuvre de rotation de la tige.

Les modifications pré et post opératoires de la correction au niveau des vertèbres limites (rotation vertébrale latérale, rotation intervertébrale axiale et rotation unique) sont présentées dans le tableau de synthèse ci-après (Tableau 2-6).

Tableau 2-6 : Analyse de la correction segmentaire :
rotation vertébrale latérale, rotation intervertébrale axiale et rotation unique (mouvement hélicoïdal)

Référence	Techniques chirurgicales	Evaluation de la correction	Moyens de mesure	Correction
Wojic et coll, 1990	Translation	Rotation latérale des vertèbres limites	Radiographie frontale	15° (soit 55%)
	Rotation de la tige			20° (soit 70%)
Sawatzky et coll., 1998 *Lecire-Lilloni et coll., 1999*	Rotation de la tige		Mesures per opératoires	10°
Steib et coll., 1999	Rotation de la tige	Rotation axiale intervertébrale des vertèbres limites	Tomographie axiale	1°à 3° (soit 10% à 30%) en lombaire
	Modelage in situ			4° à 8° (soit 60% à 80%) en lombaire
Tredwell et coll., 1999	Rotation de la tige	Rotation unique (mouvement hélicoïdal)	Mesures per opératoires	10° vertèbres limites
				2° vertèbre apicale

3.3 Synthèse

Les objectifs de la chirurgie sont la réduction des courbures aussi proche que possible des courbures physiologiques, la diminution des gibbosités et la restauration d'une posture « équilibrée » et harmonieuse. Néanmoins, la scoliose est une déformation tridimensionnelle et segmentaire et les techniques chirurgicales modernes sont conçues pour obtenir une réduction dans les trois plans de l'espace (Chapitre I sections 2 et 3).

Ainsi, de nombreuses tentatives ont été menées pour quantifier l'effet de la chirurgie sur les courbures scoliotiques, non seulement sur le plan global (angle de Cobb, cyphose et lordose) mais aussi sur le plan segmentaire. Ces tentatives restent, malgré tout, souvent limitées aux vertèbres apicales et limites de l'instrumentation.
Les ordres de grandeur de la réduction des courbures sont : 70 % pour l'angle de Cobb, environ +10° à +15° pour les hypocyphoses. Une « sagittalisation » de l'ensemble de la courbure a été observée avec les techniques de translation et de rotation de la tige. Sur le plan segmentaire la réduction de la rotation axiale de la vertèbre apicale est comprise entre 1° et 11° (soit 25% et 55%) en fonction de la technique chirurgicale.
Les précisions des méthodes de mesures (Chapitre II section 1) rendent parfois ces évaluations de positions et de mouvements vertébraux à peine significatives. De plus, une différence pouvant aller du simple au double apparaît entre les évaluations de la correction effectuées en position debout ou couchée.

C'est pourquoi, en complément du bilan post opératoire courant (examen clinique, angle de Cobb, cyphose, lordose, gibbosité, …) et afin de mieux apprécier les effets d'une chirurgie, il semble intéressant d'effectuer une mesure du rachis par radiographie multi-planaire. Cette mesure ne demande pas d'examen irradiant supplémentaire mais nécessite simplement la prise des clichés courants (de face et de profil) avec un dispositif de calibrage (Chapitre II section 2). Cette mesure permet alors, en position debout, d'accéder à l'ensemble des angulations tridimensionnelles (vertébrales et intervertébrales).
L'analyse segmentaire (au niveau des vertèbres stratégiques de la déformation scoliotique ainsi que leurs rotations spécifiques) dans les temps pré et post opératoires constitue un des objectifs de ce projet de recherche (Chapitre III sections 3 et 4).

4 Simulations de la correction chirurgicale

Au vu des différentes corrections chirurgicales (utilisation de techniques très diverses et obtention de résultats variables) et au vu des éléments complexes mis en jeu : rachis déformé, instrumentations, muscles, etc.…, des analyses biomécaniques par la modélisation en éléments finis ont été proposées pour en étudier les mécanismes.

Ces études se basent sur plusieurs modèles du rachis. On distingue une approche détaillée (modélisant finement chaque composant du rachis) mais se limitant à quelques segments et une approche globale plus simple où les unités fonctionnelles sont modélisées par quelques éléments (le plus souvent de type poutre linéaire). Seul un nombre restreint d'études, utilisant un modèle global, s'attache à la correction chirurgicale des scolioses.

Cette partie a pour objectif d'inventorier les différentes modélisations du rachis et leurs applications dans le cadre de la simulation de la chirurgie.

4.1 Modélisation du rachis

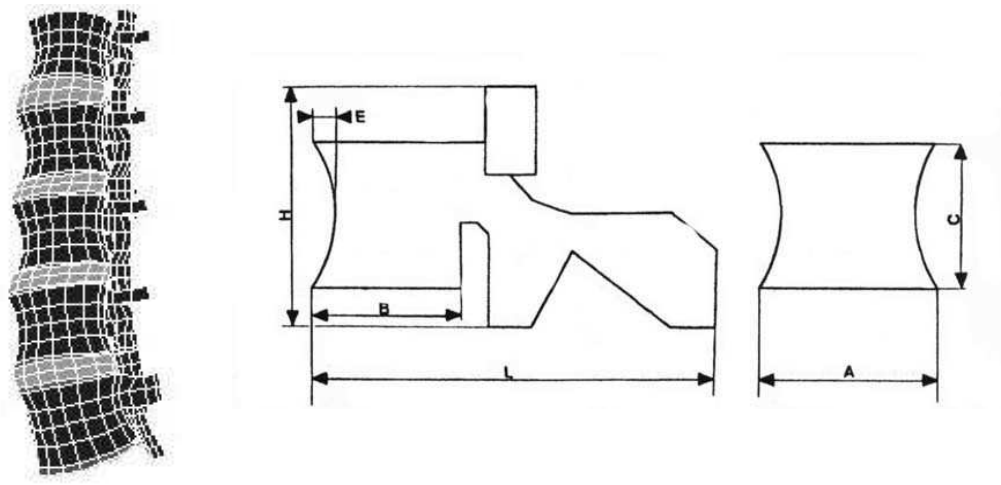
4.1.1 Approche détaillée

Dans la modélisation détaillée du rachis, chaque composant est pris en compte individuellement (ligaments, facettes articulaires, annulus et nucleus du disque intervertébral, …).

Ces modélisations ont porté dans un premier temps sur les unités fonctionnelles du rachis lombaire : segment L2-L3 (*Shirazi-Adl et coll., 1984*), segments L4-L5 et L3-L5 (*Goel et coll., 1988*). La géométrie (disques, ligaments et facettes articulaires) est alors tirée d'études cadavériques par tomographie axiale. L'ensemble du rachis lombaire a été par la suite modélisé (*Shirazi-Adl et Parnianpour, 1993*).

L'équipe du *Laboratoire de biomécanique* a investigué, depuis 1988, une approche différente. *Lavaste et coll.* (*1992*) ont ainsi proposé un modèle du rachis lombaire où la géométrie est paramétrée à partir de six mesures dans les radiographies de face et profil (Figure 2-12), les données mécaniques sont, elles, tirées de données expérimentales menées, au laboratoire, en parallèle à la simulation.

Ces études fines permettent d'analyser en détail les composants du rachis, d'évaluer la tenue d'implants (*Skalli et coll., 1993* ; *Goel et Gilbertson, 1995*) mais ne sont pas compatibles avec la simulation du comportement de l'ensemble du rachis pendant la correction chirurgicale.



a) b)

Figure 2-12 : Modèle détaillé (d'après *Lavaste et coll., 1992*)
a) Modèle du rachis lombaire
b) Paramètres radiologiques permettant la construction du modèle

4.1.2 Approche globale

Dans la modélisation globale du rachis chaque niveau vertébral est constitué de quelques éléments équivalant à l'unité fonctionnelle.

Belytschko, Andriacchi, Schultz et coll. proposent, dès 1973, un modèle « idéalisé » du rachis (Figure 2-13 a) comportant des corps rigides, pour les vertèbres, associés à des poutres déformables, pour les disques et les ligaments (*Belytschko et coll., 1973*). La géométrie est tirée de mesures sur pièces cadavériques. Par la suite, la cage thoracique (*Andriacchi et coll., 1976*) et les muscles (*Wynarsky et Schultz, 1991*) sont ajoutés à ce modèle. Dans un modèle du même type, les tissus mous sont également pris en compte (*Lee et coll., 1995*).

Stokes et Laible, (*1990*) proposent une autre modélisation avec des éléments à deux nœuds construits du centre du corps vertébral à un autre, ces points étant obtenus par une méthode stéréoradiographique et les propriétés mécaniques correspondant à la littérature (*Panjabi et coll., 1976*). La cage thoracique est également reconstruite par stéréoradiographie et modélisée, conduisant à un modèle spécifique pour chaque patient (Figure 2-13 b).

Tout en conservant ce même aspect global et personnalisé (par méthodes stéréoradiographiques), l'équipe du *Laboratoire de biomécanique* a progressivement affiné cette approche de modélisation du rachis.

Un premier modèle incluant le concept des trois colonnes dans le plan horizontal (Chapitre I section 1) a été proposé (*Portier et coll., 1993*). Dans cette approche, la colonne antérieure distingue les corps vertébraux et les disques (modélisés par deux poutres) et les deux colonnes postérieures (droite et gauche) sont également modélisées par des poutres (Figure 2-13 c). *Descrimes et coll.* (*1995*) ont ensuite proposé d'ajouter à ce type de modèle les éléments postérieurs de manière plus fine (Figure 2-13 d) : apophyses et ligaments transverses et épineux ainsi que les facettes articulaires. *Leborgne* (*1998*) a enfin proposé d'ajouter le bassin (Figure 2-13 e) et de personnaliser à la fois géométriquement et mécaniquement le modèle du rachis.

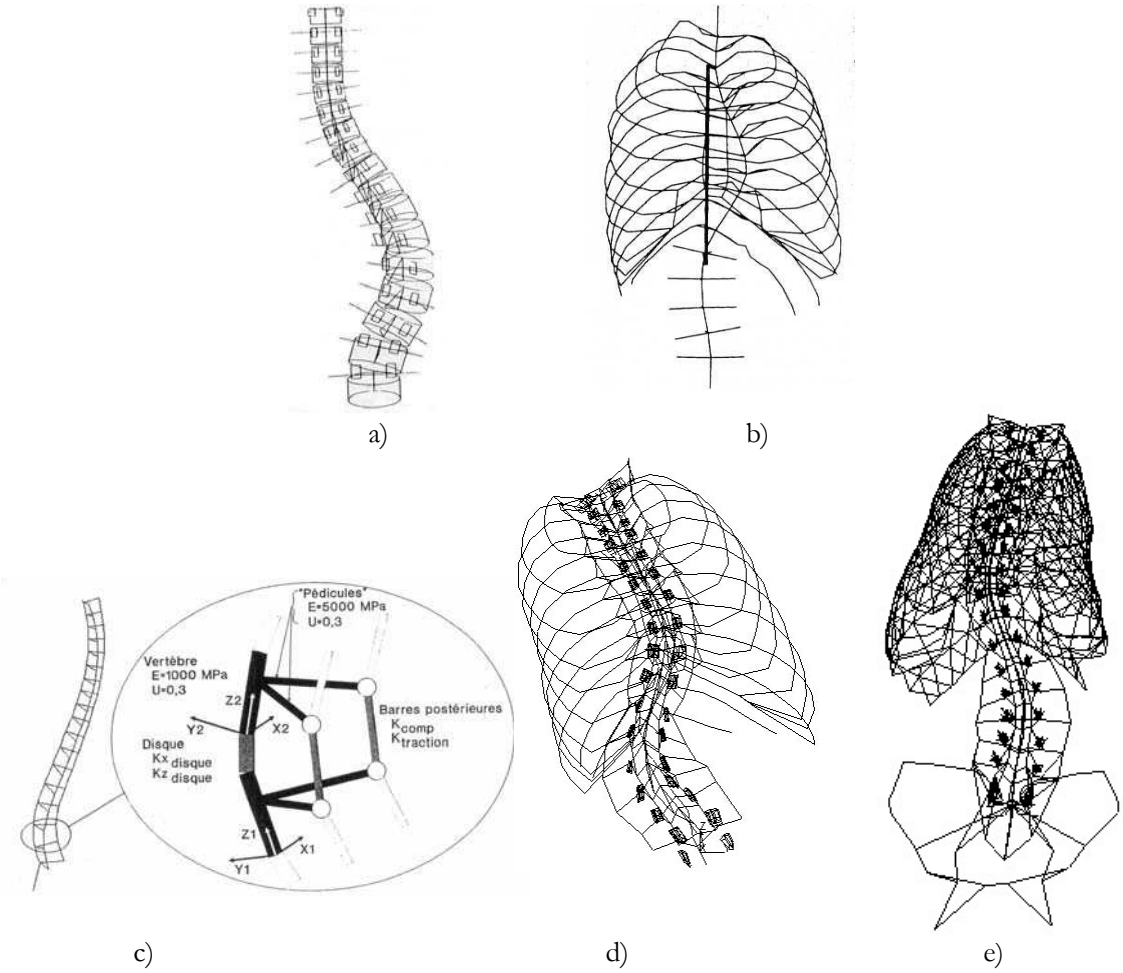


Figure 2-13 : Modèles globaux du rachis
a) d'après *Schultz et Hirsch, 1973*
b) d'après *Stokes et Gardner-Morse, 1993*
c) d'après *Portier et coll., 1993*
d) d'après *Descrimes et coll., 1995*
e) d'après *Leborgne et coll., 1999*

Ces modèles globaux permettent la simulation du comportement de l'ensemble du rachis pendant sa correction par manipulations manuelles (*Lee et coll., 1994*), par corsets (*Adriacchi et coll., 1976* ; *Wynarsky et Schultz, 1990 ; Gignac et coll., 2000*) et par techniques chirurgicales (*Schultz et Hirsch, 1973* ; *Ghista et coll., 1988* ; *Stokes et Gardner-Morse, 1993 ; Gardner-Morse et Stokes, 1994 ; Poulin et coll., 1998 ; Leborgne et coll., 1999 ; Verniest et coll., 2002*). Cependant toutes ces simulations ne présentent pas le même de degré de pertinence et de validation. Notamment, la personnalisation de la mécanique (en même temps que la géométrie) est un point important de la simulation.

4.1.3 Personnalisation mécanique

La plupart des auteurs se basent sur les valeurs de la littérature non spécifiques au patient étudié. *Lepoutre et Godillon* proposent un modèle cinématique dont les variables sont directement déterminées par la mesure des mobilités dans radiographie d'inclinaison latérale du sujet scoliotique (*Lepoutre et Godillon, 1992*). De la même manière, les propriétés mécaniques peuvent être déterminées par méthode inverse. Cette approche a été proposée dans une analyse 2D des clichés en traction (*Ghista et coll., 1988*) et dans une analyse 3D des clichés en inclinaison latérale (*Leborgne, 1998*).

4.2 Simulation de la correction

4.2.1 Simulation de la technique de distraction

Concernant cette technique chirurgicale, trois études ont été documentées sur la simulation de la correction. La première étude (*Schultz et Hirsch, 1973*)) utilise un modèle global tridimensionnel de type corps rigides articulés par des poutres. La géométrie est basée sur quatre types de courbures scoliotiques théoriques (angles de Cobb, vertèbres limites , …). La cage thoracique n'est pas prise en compte. L'instrumentation n'est pas modélisée mais les actions correctrices sont directement appliquées aux vertèbres.

La seconde étude (*Ghista et coll., 1988*) utilise un modèle global 2D (unité fonctionnelle modélisée par une poutre et sans cage thoracique) construit seulement entre les vertèbres limites de l'instrumentation. La géométrie est introduite à partir de la radiographie frontale et la personnalisation des propriétés mécaniques est ensuite réalisée à partir des radiographies en traction. L'instrumentation n'est pas modélisée mais les actions correctrices sont directement appliquées aux vertèbres. Dix patients ont été étudiés.

La troisième étude (*Stokes et Gardner-Morse, 1993*) utilise un modèle 3D personnalisé géométriquement (par méthode stéréoradiographique) incluant la cage thoracique. L'instrumentation est modélisée, et notamment les crochets, présentant deux degrés de liberté en rotation. Le déplacement des crochets (mesuré dans la stéréoradiographie post opératoire) est ensuite imposé aux vertèbres limites de l'instrumentation. Six patients ont été étudiés.

La première étude reste théorique tandis que, dans les deux dernières, les simulations sont comparées aux radiographies ou stéréoradiographies post opératoires. Pour le modèle 2D (*Ghista et coll., 1988*), les erreurs évaluées en termes d'aire sous la ligne spinale (ramenée à l'aire pré opératoire) sont inférieures à 10%. Pour le modèle 3D (*Stokes et Gardner-Morse, 1993*), certains paramètres simulés sont cohérents avec la mesure (angle de Cobb, élongation du rachis), d'autres sont en contradiction (angle de cyphose, …).

4.2.2 Simulation de la technique de rotation de la tige

Pour cette technique chirurgicale, trois études ont été documentées sur la simulation de la correction. La première étude (*Gardner-Morse et Stokes, 1993*) utilise des courbures théoriques (7 vertèbres, angle de Cobb de 40° et 65°, cyphose nulle). La tige et les crochets sont modélisés. Les crochets présentent un degré de liberté en rotation le long de l'axe de la tige.

La seconde étude (*Leborgne, 1998*) porte sur un cas réel. Le modèle global utilisé (comportant la cage thoracique, l'ensemble des éléments postérieurs et le bassin) est personnalisé géométriquement (par méthode stéréoradiographique) et mécaniquement par l'étude des clichés d'inclinaison latérale. La mise en place du patient couché sur la table est aussi prise en compte.
La géométrie de la tige est tirée de la reconstruction stétéoradiographique post opératoire et les crochets sont construits en liaison pivot glissant avec la tige. Les deux phases d'introduction de la tige dans les crochets puis de rotation de la tige sont alors simulées. Un seul patient a été étudié.

La troisième étude (*Poulin et coll., 1998*) correspond à un modèle cinématique (corps rigide articulé). La géométrie est personnalisée par des mesures per opératoires. Les crochets sont attachés aux vertèbres par des joints sphériques. La tige indéformable est introduite dans les crochets puis tournée autour d'un axe instantané de rotation (évalué en per opératoire). Un seul patient a été étudié. A l'aide du même modèle, une technique de translation a également été simulée dans une étude sur quinze patients (*Verniest et coll., 2002*).

Dans les ces dernières études, les simulations sont comparées à des mesures per opératoires. Cependant, seuls les angles globaux sont documentés. Pour la rotation de tige, les angles de Cobb et de cyphose (mesures vs. simulation) sont respectivement 15° contre 9° et 17° contre 25° (*Poulin et coll., 1998*). Pour la technique de translation, ces mêmes évaluations donnent des erreurs moyenne de 4° et 5° (*Verniest et coll., 2002).*

Pour le modèle personnalisé mécaniquement (*Leborgne, 1998*), la validation est également per opératoire mais documentée en termes d'erreur sur l'angulation des vertèbres (entre la simulation et la mesure per opératoire). Elle reste inférieure à 4°, toutes rotations confondues.

4.3 Synthèse

La simulation des corrections chirurgicales par les techniques de distraction et de rotation de la tige a été réalisée avec des modèles globaux du rachis (qui présentent une complexité numérique acceptable). Cependant, pour certaines de ces simulations, les scolioses étudiées ne sont que théoriques. Pour d'autres, les modèles utilisés restent très simplificateurs, 2D, cinématiques… Pour la plupart de ces modèles, la personnalisation géométrique est réalisée, mais la personnalisation mécanique reste peu courante. De ce fait, la majorité de ses simulations présente un degré de validation limité. Ces points sont résumés dans le tableau ci-après (Tableau 2-7).

Néanmoins, l'utilisation d'un modèle plus complet (facettes articulaires, cage thoracique et bassin), personnalisé géométriquement et mécaniquement a permis de simuler la technique de rotation de la tige, sur un cas réel, avec une erreur sur l'angulation des vertèbres inférieure à 4° (par rapport à la mesure per opératoire).

La technique du modelage in situ, fait appel à d'autres principes de réduction (que la distraction ou la rotation de la tige.). Il s'agit d'une succession de déformations plastiques de la tige à plusieurs niveaux (Chapitre I section III) qu'il semble intéressant de simuler sur un cas réel afin de mieux appréhender les phénomènes mis en jeu.

La simulation de correction des déformations du rachis par la technique du modelage in situ, à l'aide d'un modèle personnalisé géométriquement et mécaniquement, constitue l'un des objectifs de ce projet de recherche (Chapitre III section 5).

Tableau 2-7 : Récapitulatif des simulations de chirurgie

Référence	Modèle	Personnalisation	Simulation de la correction	Validation
Schultz et Hirsch, 1973	• Modèle 3D (corps rigides et poutres) • Force appliquées aux vertèbres	Modèle théorique Pas de personnalisation	Technique de distraction	Pas de validation
Ghista et coll., 1988	• Modèle 2D (Vertèbres internes à l'instrumentation) 1 élément par unité fonctionnelle • Déplacements appliqués aux vertèbres	Géométrique (radiographie frontale pré opératoire) Mécanique (radiographie en traction)		10 patients Comparaison :Radiographie frontale Ligne spinale :erreur <10 %
Stokes et Gardner-Morse, 1993	• Modèle 3D (Rachis et cage thoracique) 1 élément par unité fonctionnelle • Crochets avec 2 D.D.L. en rotation par rapport à la tige • Déplacements appliqués aux crochets	Géométrique (stéréoradiographie pré opératoire)		6 patients Comparaison : stéréoradiographie Angle de Cobb cohérent mais cyphose contradictoire
Gardner-Morse et Stokes, 1993	• Modèle 3D (7 vertèbres théoriques) • Crochets avec 1 D.D.L. en rotation par rapport à la tige • Moment appliqué à la tige	Modèle théorique Pas de personnalisation	Technique de rotation de la tige	Pas de validation
Leborgne, 1998	• Modèle 3D (rachis, cage thoracique et bassin) Eléments : vertèbres, disques, ligaments, facettes articulaires • Crochets avec 1 D.D.L. en rotation et 1 D.D.L. en translation par rapport à la tige • Rotation appliquée à la tige	Géométrique (stéréoradiographie) Mécanique (radiographie en inclinaison latérale)		1 patient Comparaison : Stéréoradiographie Rotations vertébrales : erreurs <4°
Poulin et coll., 1998	• Modèle 3D cinématique (Corps rigides articulés) • Crochets avec 1 D.D.L. en rotation par rapport à la tige et 3 D.D.L. en rotation par rapport à la vertèbre • Rotation appliquée à la tige	Géométrique (mesures per op.)		1 patient Comparaison : mesures per op. Angle de Cobb et cyphose faiblement cohérents
Verniest zt coll., 2002	• Idem (*Poulin et coll., 1998)* • Translation appliquée aux crochets/vis		Technique de translation	15 patients Erreurs (Cobb et cyphose) 4° et 5°

L'étude bibliographique des moyens de mesure du rachis, de l'exigence du calibrage pour les mesures multi-planaires, des évaluations existantes des corrections chirurgicales et de leur simulation par éléments finis, nous a permis de définir les problématiques d'une analyse de la correction des scolioses.

Concernant les moyens de mesure, il semble nécessaire de développer un système de stéréoradiographie spécifique pour son utilisation plus simple dans la pratique clinique courante. Il convient également de valider les reconstructions obtenues par radiographie multi-planaire en termes d'orientations tridimensionnelles.
Concernant l'analyse de la chirurgie, il apparaît judicieux de compléter les évaluations globales de la correction par l'ensemble des angulations (vertébrales et intervertébrales) du rachis scoliotique, dans les temps pré et post opératoires. La compréhension des phénomènes siégeant pendant l'opération sera appréhendée par la simulation de la technique chirurgicale du modelage in situ.

Chapitre 3 : Travaux personnels

L'objectif de cette partie est de présenter le travail personnel qui a été réalisé autour de quatre axes : d'abord le développement d'un dispositif de stéréoradiographie spécifique, ensuite la validation des reconstructions tridimensionnelles, puis l'analyse pré et post opératoire des patients scoliotiques (analyse segmentaire et analyse de la détorsion) enfin la simulation numérique de la correction chirurgicale obtenue par modelage in situ.

Les trois premiers axes ont donné lieu à des publications soumises dans des revues internationales et sont rédigés dans ce mémoire sous la forme consacrée (Introduction, Matériels et méthodes, Résultats, Discussion, Conclusion).

Le premier axe de travail correspond au développement d'un dispositif de stéréoradiographie « intégré ». Un tel système est destiné à permettre l'accueil du sujet à radiographier, l'obtention de deux vues consécutives, vues qui sont « calibrées » par la présence de marqueurs radio-opaques. Un souci de convivialité pour le patient et le manipulateur radiologue a été gardé en tête.

Le développement d'une la méthode de calibrage spécifique (explicite et tenant compte de connaissances a priori), la conception et la construction de prototypes du dispositif ont été menés de front en collaboration avec deux élèves ingénieurs (à l'ENSAM de Paris), Philippe Bataille et Damien Quidet.

La validation de la méthode de calibrage et du dispositif a été réalisée par simulation numérique et évaluation clinique (de la reconstruction 3D de spécimens vertébraux). Ce travail a fait l'objet d'une publication soumise et acceptée au *Journal of Biomechanics* et d'un dépôt de brevet.

1 Méthode de calibrage explicite et dispositif spécifique de stéréoradiographie

1.1 Introduction

La représentation précise du rachis est essentielle en biomécanique. Les informations posturales et morphométriques qu'elle contient peuvent aider le chirurgien dans son diagnostic et sa planification chirurgicale (*Dubousset, 1994* ; *Sawatzky et coll., 1998*), et peuvent aider l'ingénieur dans la personnalisation des modèles en éléments finis (*Stokes et Laible, 1990 ; Lavaste et coll, 1992; Skalli et coll.,1993; Descrimes et coll., 1995; Veron, 1997; Leborgne, 1998*) et la chirurgie assistée par ordinateur (*Simon et Lavallee, 1998 ; Schlenzka et coll., 2000*). Afin d'obtenir, par imagerie médicale, la courbure 3D du rachis en position debout, les cliniciens n'ont à leur disposition que les systèmes de stéréoradiographie, disponibles dans quelques hôpitaux seulement. Ces méthodes sont basées sur l'identification de repères anatomiques dans des radiographies multi-planaires *(Brown et coll ., 1976* ; *Hindmarsh et coll., 1980; Dansereau et Stokes, 1988; Roy et coll., 1995 ; Skalli et coll., 1998*). Les systèmes de stéréoradiographie sont composés d'une source et d'un film radiographique, le patient étant positionné sur un plateau tournant (ou la source étant déplacée) pour obtenir les différentes vues. Le calibrage est une étape essentielle pour la reconstruction tridimensionnelle. Il s'agit de déterminer les paramètres géométriques de l'environnement radiographique (i .e. la position de la source et du film par rapport au patient).

Une grande quantité de méthodes de calibrage ont été développées pour la stéréo-vision : DLT (*Abdel-Aziz et Karara, 1971*), « planar control » (*Woltring, 1980*), MDLT (*Hatze, 1988*), ILSSC (*Borghese et Ferrigno, 1990*), CESNO (*Gazzani, 1993*) et les méthodes basées sur la géométrie épipolaire (*Longet-Higgins, 1981; Dapena et coll., 1982; Metz et Fencil, 1989; Maybank et Faugeras, 1992; Cerveri et coll., 1998*). Cependant, pour des systèmes utilisant les images radiographiques, peu de méthodes sont proposées : DLT (*Dansereau et Stokes, 1988*), calibrage « géométrique » (*Rougée et coll., 1993*), et une quasi « self-calibration » (*Cheriet et coll., 1999*). Ces méthodes correspondent à des structures de calibrage fermées qui doivent entourer le volume d'étude et qui, de fait, sont encombrantes et manquent de convivialité.

L'objectif de ce travail est de développer en parallèle une méthode et un dispositif de calibrage pour la radiographie bi-planaire (frontale et sagittale), basés sur une géométrie simplifiée et des connaissances a priori de l'environnement radiographique.

1.2 Matériels et Méthode

1.2.1 Equations de calibrage spécifique à la stéréoradiographie

Le repère de référence de l'image, $\mathfrak{R}_i$ (O_p,*u,v,w*), et le repère de référence global, $\mathfrak{R}_g$ (O_g,*X,Y,Z*), sont définis comme illustré dans la figure suivante (Figure 3-1) :

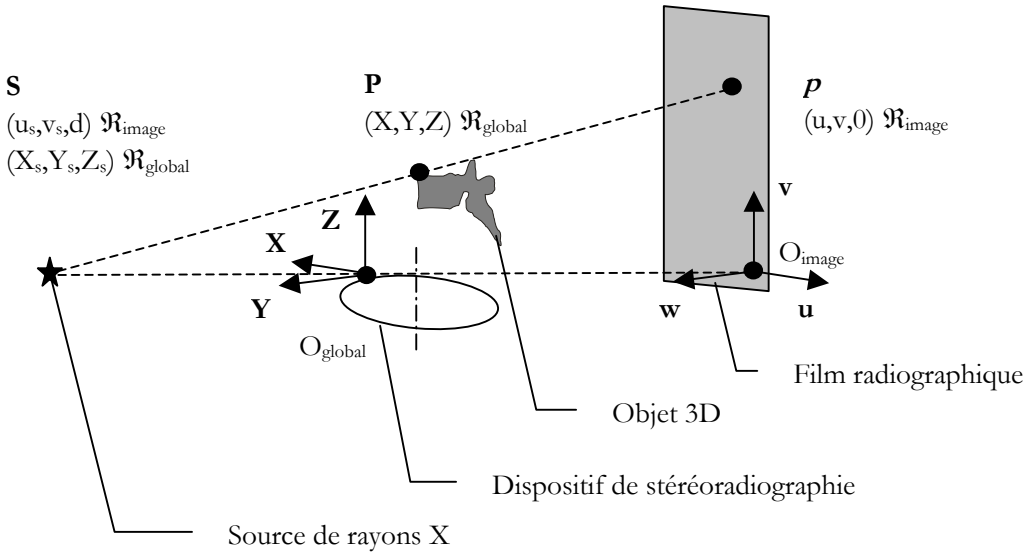


Figure 3-1 : Relation entre un point 3D (dans le repère de référence global) et sa projection dans le plan de l'image

La projection en perspective d'un point **P** [X,Y,Z] dans le plan de l'image **p** (u,v) peut être écrite sous la forme des équations de colinéarité :

$$(u-u_s) = -d\,\frac{m_{11}(X-X_s)+m_{12}(Y-Y_s)+m_{13}(Z-Z_s)}{m_{31}(X-X_s)+m_{32}(Y-Y_s)+m_{33}(Z-Z_s)} \quad (1)$$

$$(v-v_s) = -\frac{d}{k}\,\frac{m_{21}(X-X_s)+m_{22}(Y-Y_s)+m_{33}(Z-Z_s)}{m_{31}(X-X_s)+m_{32}(Y-Y_s)+m_{33}(Z-Z_s)} \quad (2)$$

avec X_s, Y_s, Z_s les coordonnées de la source (S) dans $\mathfrak{R}_g$
u_s, v_s, d les coordonnées de la source (S) dans $\mathfrak{R}_i$
m_{ij} les composantes de la matrice de rotation M entre $\mathfrak{R}_g$ et $\mathfrak{R}_i$
k le coefficient de correction de la différence d'échelle entre les axes du film

Les radiographies bi-planaires sont obtenues en déplaçant le dispositif (supportant le patient) dans deux positions (Figure 3-2): latérale droite ou gauche (notée i=1) et antéro-postérieure ou postéro-antérieure (notée i=2).

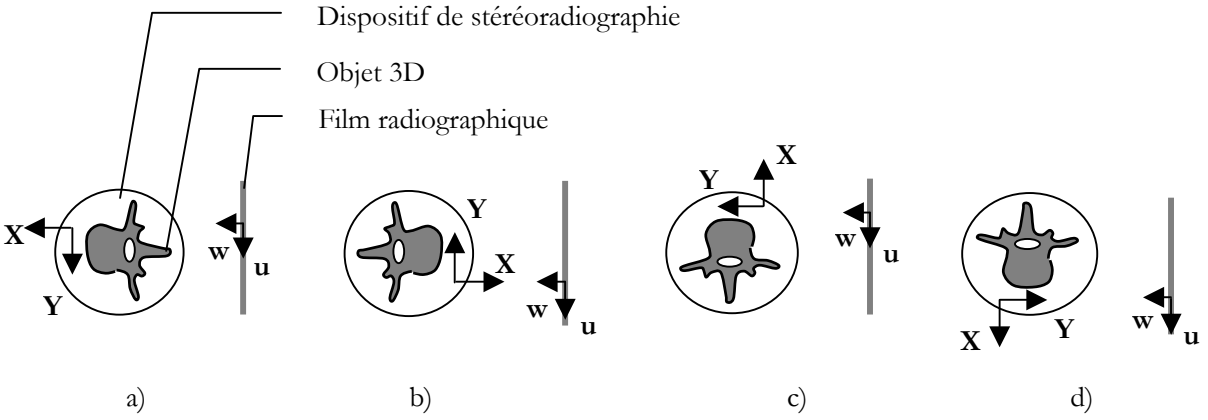


Figure 3-2 : Orientation du dispositif de stéréoradiographie par rapport au film
a) Antéro-postérieure b) Postéro-antérieure c) Latérale gauche d) Latérale droite

Alors, les hypothèses suivantes peuvent être émises. L'hypothèse majeure est : dans les deux prises de radiographie, le repère de référence image est parallèle au repère global, permettant la détermination de la matrice M.

La seconde hypothèse est : la hauteur de la source et la distance de la source au film restent constantes pendant ces deux prises de radiographie, ainsi $d_1=d_2=d$ et $Z_{s1}=Z_{s2}=Z_s$. Le coefficient de correction d'échelle est aussi supposé constant, $k_1=k_2=k$, et dans un premier temps supposé unitaire, k=1. Les équations (1) et (2) deviennent :

$$(u_i - u_{si}) = -d\frac{m_1(X - X_{si}) + m_2(Y - Y_{si})}{m_2(X - X_{si}) - m_1(Y - Y_{si})} \quad (3)$$

$$(v_i - v_{si}) = -\frac{d}{k}\frac{(Z - Z_s)}{m_2(X - X_{si}) - m_1(Y - Y_{si})} \quad (4)$$

avec $(m_1, m_2) = (1,0)$ radiographie latérale droite
$(m_1, m_2) = (-1,0)$ radiographie latérale gauche
$(m_1, m_2) = (0,-1)$ radiographie postéro-antérieure
$(m_1, m_2) = (0,1)$ radiographie antéro-postérieure

Une observation supplémentaire est : les origines de chaque image (O_1) et (O_2) peuvent être choisies arbitrairement comme les projections de l'origine (O_g) du repère global.

Ainsi, en considérant $[X,Y,Z]^T_{Og}=[0,0,0]^T$ et $[u_i,v_i]^T_{Oi}=[0,0]^T$, les équations (3) et (4) sont développées en quatre équations (pour les deux vues) reliant les paramètres internes (u_{si},v_{si}, d, k) et externes (X_{si}, Y_{si}, Z_s, m_1, m_2).

Concernant la radiographie latérale (i=1, $m_1=\pm1$, $m_2=0$) les équations (3) et (4) deviennent :

$$u_{s1} = -\frac{X_{s1}d}{Y_{s1}} \quad (5) \quad \text{et} \quad v_{s1} = -\frac{Z_s d}{m_1 k Y_{s1}} \quad (6)$$

Concernant la radiographie frontale (i=2, $m_1=0$, $m_2=\pm1$) les équations (3) et (4) deviennent :

$$u_{s2} = \frac{Y_{s2}d}{X_{s2}} \quad (7) \quad \text{et} \quad v_{s2} = \frac{Z_s d}{m_2 k X_{s2}} \quad (8)$$

Ces quatre équations sont ensuite ré-injectées dans les équations (3) et (4). Sont ainsi obtenues les équations de calibrage suivantes :

$$Yu_{s1} + u_1 Y_{s1} + Xd = u_1 Y \quad (9) \quad \text{et} \quad Yv_{s1} + v_1 Y_{s1} + \frac{Zd}{m_1 k} = v_1 Y \quad (10)$$

$$Xu_{s2} + u_2 X_{s2} - Yd = u_2 X \quad (11) \quad \text{et} \quad Xv_{s2} + v_2 X_{s2} + \frac{Zd}{m_2 k} = v_2 X \quad (12)$$

Ces équations (9 à 12) correspondent aux plans verticaux et horizontaux du repère global. Un dispositif de calibrage original (contenant des lignes de points de contrôle distribuées selon ces plans) est ainsi proposé, associé à une procédure de calibrage spécifique.

1.2.2 Dispositif de calibrage

Le dispositif de calibrage est directement intégré au plateau tournant, ce qui assure l'orientation respective des repères $\mathcal{R}_g$ et $\mathcal{R}_i$ (Figure 3-3). Il est composé de lignes de points de contrôle dont les coordonnées sont connues dans $\mathcal{R}_g$. Un de ces points, considéré comme l'origine, est marqué spécifiquement. Les points sont distribués le long des trois axes du repère $\mathcal{R}_g$ avec 2×n, 2×m et p billes d'acier enserrées dans des montants radio-transparents. Deux lignes verticales contiennent n=32 billes (espacées de 50 mm). Trois lignes horizontales contiennent m=8 billes (espacées de 20 mm selon l'axe X) et p=11 billes (espacées de 25 mm selon l'axe Y). L'horizontalité et la verticalité de ces lignes ont été vérifiées par niveau à bulle et fil à plomb.

Ces points de contrôle sont disposés de telle manière à couvrir la surface du film radiographique (quel que soit son réglage en hauteur). Ainsi, en fonction des dimensions du film, un sous-ensemble de ces points se projette sur le film (n_v, m_v et p_v points visibles).

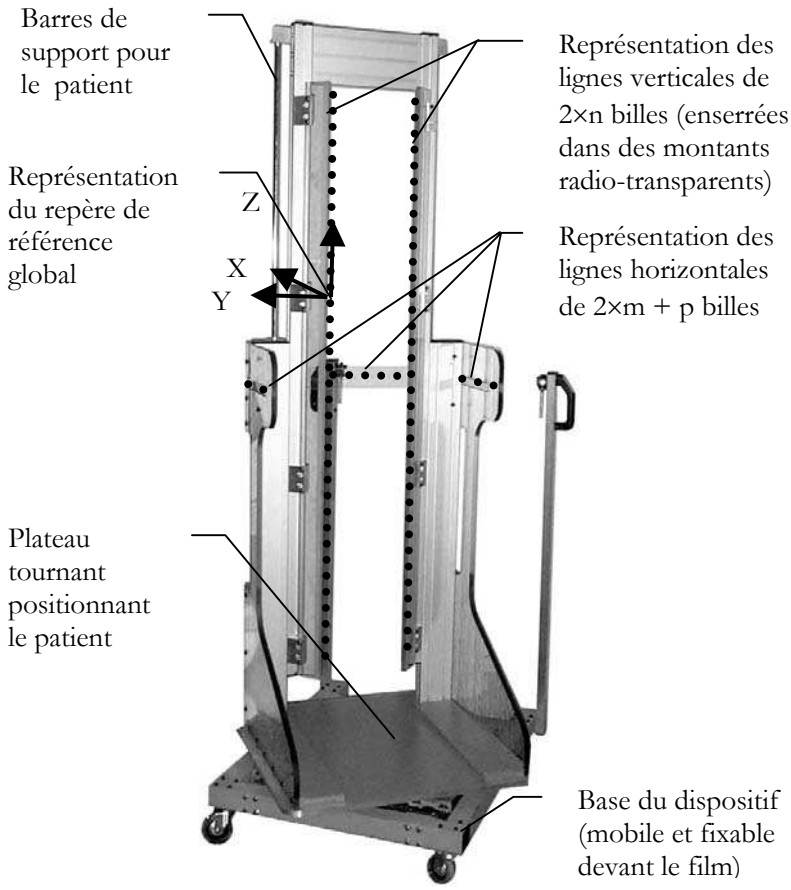


Figure 3-3 : Dispositif de stéréoradiographie installé à l'*Hôpital St Vincent de Paul- PARIS*

1.2.3 Procédure de calibrage

Six paramètres indépendants sont nécessaires (u_{s1}, v_{s1}, Y_{s1}, d, u_{s2}, X_{s2}). Ils sont calculés plan par plan (vertical puis horizontal) et vue par vue (latérale puis frontale) avec la méthode des moindres carrés (Annexes A2). A chaque étape, les autres paramètres (X_{s1},Z_s,v_{s2},Y_{s2}) sont déduits (relations entre paramètres internes et externes 5 à 8) et tous les paramètres déjà calculés sont ré-injectés dans les équations.

La première étape de la procédure, dans la vue latérale, consiste à calculer v_{s1}, Y_{s1} et d en résolvant l'équation (10) avec les $2\times n_v$ points de contrôle (points des deux lignes verticales visibles dans le film). Alors, Z_s est calculé avec l'équation (6).

La seconde étape consiste à calculer u_{s1} (Y_{s1} et d déjà connus) en résolvant l'équation (9) avec les $2\times m_v$ points de contrôle (points des deux lignes horizontales visibles dans le film). Alors, X_{s1} est calculé avec l'équation (5).

La troisième étape, dans la vue frontale, consiste à calculer X_{s2} (Z_s et d déjà connus) en utilisant l'équation (12). L'expression de v_{s2} est tirée de l'équation (8) et ré-injectée dans l'équation (12) qui devient:

$$v_2 X_{s2}^2 + \left(\frac{Zd}{m_2 k} - v_2 X\right) X_{s2} - \frac{XZ_s d}{m_2 k} = 0 \qquad (13)$$

Cette forme quadratique est résolue par la méthode des moindres carrés, avec les $2\times n_v$ points de contrôle (points des deux lignes verticales visibles dans le film). Alors, v_{s2} est calculé avec l'équation (8).

La dernière étape consiste à calculer u_{s2} (X_{s2} et d déjà connus) en résolvant l'équation (11) avec les p_v points de contrôle (points de la ligne horizontale visibles dans le film). Alors Y_{s2} est calculé avec l'équation (7).

La possibilité d'un raffinement des paramètres et du calcul du coefficient de correction d'échelle k a été explorée. Dans ce cas, une optimisation a été proposée (Annexe A2).

2.2.4 Evaluation

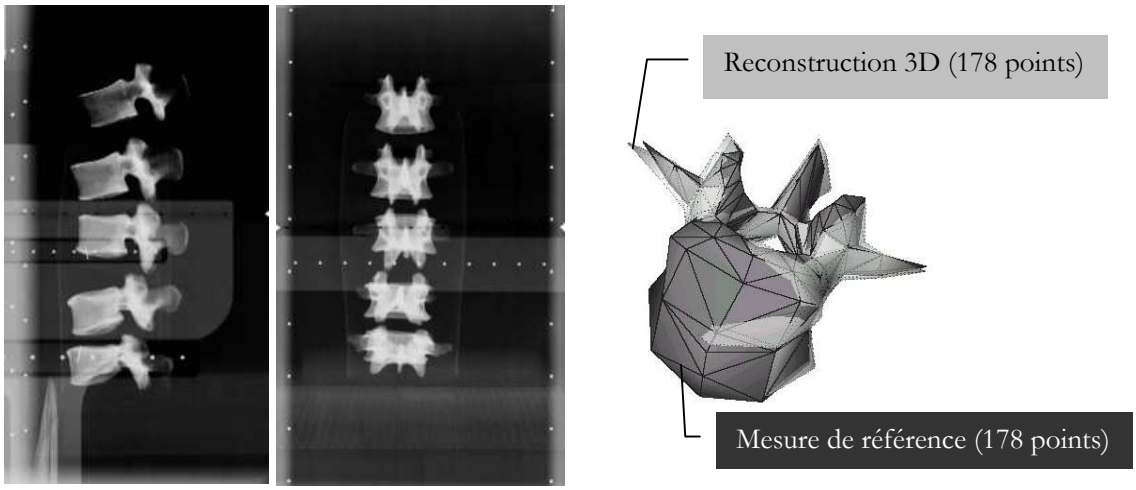
Une simulation a été menée afin d'évaluer l'efficacité de la procédure et du dispositif de calibrage, en évaluant, d'une part, la distribution des erreurs de reconstruction dans le volume calibré et, d'autre part, l'influence des hypothèses concernant les orientations.
Les données de l'environnement radiographique et du dispositif de calibrage correspondent au système installé à l'*Hôpital St Vincent de Paul- PARIS* (distance source film, coordonnées des points de contrôle, …). La rotation de plateau tournant est indexée tous les 90° avec une précision évaluée à ± 0,2°. Le jeu de positionnement du film dans son système de maintien a été mesuré à 3 mm (haut par rapport au bas et droite par rapport à la gauche) ce qui correspond à des défauts d'orientation de ± 0,2° et ± 0,6°.

Dans une première simulation, toutes les erreurs ont été considérées (sur les orientations et les coordonnées 2D et 3D). Trente cinq points de référence 3D à reconstruire (7 plans de 5 points à différentes hauteurs) ont été définis dans le volume représentant le rachis et le thorax (250 mm × 250 mm × 900 mm). Les projections théoriques des points 3D (de contrôle et de référence) ont été calculées avec les équations (1) et (2). Un bruit gaussien a été ajouté :

- Aux angles de la matrice M (écart type du bruit, respectivement 0.2°, 0,2° et 0,6° comme défini ci-dessus)
- Aux positions des points de contrôle (SD 0,7 mm comme proposé par *Andre et coll., 1992*)
- Aux positions dans l'image des points de contrôle et de référence (SD 0,2 mm)

Afin de déterminer l'influence des erreurs d'orientation, cette simulation a été comparée avec une seconde dans laquelle seules les erreurs de position sont prises en compte. Dans les deux simulations, le calibrage puis la reconstruction sont effectués 500 fois et le RMS moyen de l'erreur (distance entre le point reconstruit et le point de référence) est calculé.

Ensuite, une validation en situation clinique a été menée en considérant la reconstruction de spécimens anatomiques. 26 vertèbres sèches (six rachis lombaires incomplets âgés de 53 à 73 ans) ont été étudiées.
Ces spécimens sont placés sur le dispositif de stéréoradiographie de manière à simuler une configuration physiologique. Deux radiographies (Figure 3-4 a) sont prises pour chaque rachis lombaire. La reconstruction tridimensionnelle (soit un modèle de 178 points) est obtenue par la méthode NSCP (*Mitton et coll., 2000*). Cette méthode est basée sur le principe que tout point non stéréo-correspondant (visible sur une seule des deux vues) appartient à la ligne reliant sa projection dans le film et la source de rayons X. Le calcul de sa position (sur cette ligne) est obtenu par optimisation de contraintes topologiques et géométriques (connaissance a priori de la forme de la vertèbre). La reconstruction tridimensionnelle est comparée avec une mesure de référence par pointeur électromagnétique (Fastrak®, précision ± 0.2 mm, *Leborgne et al., 1995*). Les points de la vertèbre reconstruite sont recalés sur ceux de la mesure de référence puis projetés sur la surface de référence. La distance « point à surface » est calculée pour l'ensemble des 178 points. La précision obtenue est comparée à une étude précédente (*Mitulescu et coll., 2001*) où le protocole était le même excepté pour le calibrage (semblable à la méthode de *Dansereau et Stokes, 1988*).



a) b)

Figure 3-4 : a) Radiographies frontales et latérales d'un spécimen lombaire (L1 à L5)
b) Comparaison entre la reconstruction 3D (transparent) et la mesure directe

1.3 Résultats

Concernant la première simulation (erreurs sur les orientations et les coordonnées 2D et 3D), l'erreur RMS moyenne est de 0,34 mm. La distribution des erreurs dans le volume de calibrage est : 0,31 mm à 0,38 mm selon la hauteur et 0,23 mm à 0,44 mm selon la position antéro-postérieure. En zone centrale, l'erreur est de 0,29 mm. Sans prendre en compte les défauts d'orientation, l'erreur RMS moyenne est de 0,33 mm et la distribution est identique.

Concernant l'évaluation clinique, une comparaison qualitative est présentée Figure 3-4 b. La précision de reconstruction (des 26 vertèbres) pour la présente étude et la précédente (*Mitulescu et coll., 2001*) est donnée dans le tableau suivant (Tableau 3-1) :

Tableau 3-1 : Distance point à surface
(reconstruction 3D vs. mesure de référence, moyenne des 178 points)
moyenne, RMS et maximum pour les 26 vertèbres.

	Moyenne (mm)	RMS (mm)	Max (mm)
Etude présente	1,2	1,6	6,4
Etude précédente (*Mitulescu et coll., 2001*)	1,1	1,4	7,8

Après optimisation des paramètres de calibrage, le coefficient de correction d'échelle a été calculé entre 0,994 et 0,996. Cependant, la précision de reconstruction reste inchangée avec ou sans optimisation.

2.4 Discussion

La méthode de calibrage est basée sur deux hypothèses importantes. La première correspond à deux indications : la rotation de 90° est assurée par construction et le film radiographique est placé dans un support parallèle au dispositif (contrôlé par niveau à bulle et fil à plomb). L'influence des défauts d'orientation a été évaluée par simulation. La reconstruction des points de référence avec ou sans erreur d'orientation est la même (erreur de reconstruction de 0,34 mm et 0,33 mm). Des variations modérées de l'erreur de reconstruction ont été observées selon l'axe Z et des variations plus sensibles ont été observées dans le plan horizontal. En zone centrale (où se situe le rachis), l'erreur est de 0,29 mm et à l'extrémité du volume de calibrage, l'erreur est de 0,44 mm. Ces résultats semblent satisfaisants au regard de la précision de reconstruction tridimensionnelle de bille d'acier évaluée à 0,44 mm par *Pearcy* (*1985*).
La seconde hypothèse, concernant la position de la source, est vérifiée dans la mesure où une source unique et un film radiographique unique sont fixes pendant que les deux vues sont obtenues par une simple rotation du dispositif.

La méthode de calibrage, suivie de l'algorithme NSCP, permet la reconstruction des 26 vertèbres (non pathologiques) avec une précision de 1,2 mm, comparable à la précision de 1,1 mm évaluée par *Mitulescu et coll.* (*2001*). Le calibrage proposé dans l'étude présente est une alternative au DLT qui nécessite un dispositif entourant complètement le volume de mesure. La méthode DLT a été utilisée dans le domaine de la stéréoradiographie par *Dansereau et Stokes* (*1988*) et la précision de la reconstruction a été évaluée à 2,6 ± 2,4 mm (*Aubin et coll., 1997*).
Un grand nombre de méthodes de calibrage, basées sur la position d'une vue par rapport à l'autre (*Longet-Higgins, 1981; Dapena, 1982; Metz et Fencil, 1989; Maybank et Faugeras, 1992; Cerveri et coll. 1998*), font appel à un objet de calibrage de forme inconnue. Mais ces méthodes sont destinées à la stéréo-vision et ne sont pas utilisées en stéréoradiographie. De toutes façons, quelle que soit la méthode, l'objet de calibrage doit entourer le volume de mesure pour éviter les erreurs d'extrapolation (*Challis et Kerwin, 1992; Gazzani, 1993; Chen et coll., 1994*). En application clinique, le problème majeur est d'inclure, dans le même volume, le plateau tournant maintenant le patient et les éléments de calibrage (de forme connue ou inconnue).

Le dispositif proposé intègre les trois fonctions : rotation pour obtenir deux vues, remplissage du volume avec des points de contrôle et positionnement du patient. En 1980, *Woltring* a également proposé un objet de calibrage tournant, mais qui était plan et servait à déterminer l'orientation de cameras. Dans le cas présent, la rotation d'une vue par rapport à la seconde et la rotation de l'objet de calibrage sont identiques (il ne s'agit plus d'inconnues mais de données intrinsèques à la stéréoradiographie).
Le dispositif proposé représente une structure ouverte, facile d'accès pour le patient. La totalité de la radiographie est calibrée par des lignes de points de contrôle qui ne masquent pas l'anatomie.

2.5 Conclusion

Dans le cas particulier de la stéréoradiographie (incidences frontales et sagittales), les équations de colinéarité peuvent être transformées en quatre équations de calibrage spécifiques. Basés sur ces équations, un dispositif de calibrage et une procédure explicite sont proposés. Aucune structure massive n'entoure le patient et la radiographie est au maximum lisible pour l'évaluation clinique. La méthode de calibrage présente la même précision que le DLT, lorsque l'une et l'autre sont suivis de la reconstruction (par NSCP) de 26 vertèbres.

Suite au développement et à la validation d'un dispositif de stéréoradiographie destiné à la pratique clinique courante, la précision des reconstructions tridimensionnelles du rachis se devait d'être évaluée, non seulement en termes de géométrie, mais aussi en terme de position angulaire des vertèbres.

Ce travail s'inclue dans un ensemble plus large de validations du dispositif et de la reconstruction tridimensionnelle menées en collaboration avec Mélanie Savidan et Anthony Le Bras, doctorants au *Laboratoire de Biomécanique*. Ces validations se sont attachées à la posture du sujet sur le dispositif (*Savidan et coll., 2002*) et à la validation des reconstructions obtenues par radiographie multi-planaire numérique base dose (*Le Bras et coll., 2002*).

Concernant la validation des reconstructions obtenues sur le dispositif de stéréoradiographie, il s'agit d'une évaluation clinique sur spécimens vertébraux. Les vertèbres sont montées sur des supports qui permettent d'en référencer la position relative entre deux reconstructions. Un ensemble de positions combinant les rotations latérales, sagittales et axiales a été investigué. L'influence du modèle vertébral reconstruit, détaillé ou non (6 ou 178 points) a aussi été étudié. De plus, l'application clinique à l'analyse d'un patient scoliotique en pré et post opératoire a été réalisée.
Ce travail a fait l'objet d'une publication soumise au *Journal of Medical Engineering and Physics*.

2 Validation de l'orientation tridimensionnelle relative des vertèbres reconstruites par radiographies bi-planaires

2.1 Introduction

L'importance de l'aspect tridimensionnel des déformations du rachis a été soulignée par différents auteurs (*Perdriolle, 1979 ; Dubousset, 1994*). Certaines études ont permis d'établir la relation entre les déformations locales et la déformation globale du rachis (*Perdriolle et Vidal, 1985, Perdriolle et coll., 1993 ; Xiong et coll., 1994 ; Sevastik et coll., 1995 ; Villemure et coll., 2001*). Afin d'évaluer la courbure du rachis en position debout, la reconstruction tridimensionnelle des vertèbres peut être obtenue par des méthodes de radiographies multi-planaires (*Brown et coll ., 1976* ; *Hindmarsh et coll., 1980; Dansereau et Stokes, 1988; Mitton et coll., 2000*).
La précision de ces reconstructions a été largement étudiée en terme de géométrie *(Pearcy, 1985 ; Aubin et coll., 1997 ; Mitulescu et coll., 2001*). Cependant, des différences importantes ont été observées en fonction de la technique de reconstruction (points stéréo-correspondants ou non), du nombre de points reconstruits considérés pour la validation (de 4 à 200 points), de la méthode d'évaluation (répétabilité, comparaison au scanner ou à la mesure directe), du niveau vertébral étudié et enfin en fonction de la déformation (vertèbre scoliotique ou non pathologique). Les études les plus récentes (*Mitulescu et coll.*, *2001 ; Mitulescu et coll.*, *2002*) ont présenté la précision de la morphologie de modèles détaillés (178 points). Pour des spécimens vertébraux lombaires non pathologiques, l'erreur moyenne de géométrie vertébrale est de 1,1 mm (comparés à une mesure directe) et pour des patients scoliotiques (vertèbres thoraciques et lombaires), l'erreur moyenne est de 1,5 mm (comparées à une mesure par tomographie axiale).

Pour les applications cliniques, ces techniques de reconstruction tridimensionnelle doivent offrir une précision à la fois de forme et d'orientation. Peu d'études ont évalué la précision de l'orientation des vertèbres reconstruites. Parmi elles, *Pearcy* (*1985*) puis *Plamondon et Gagnon* (*1990*) ont évalué la précision d'un mouvement vertébral en considérant respectivement 9 et 6 points reconstruits par vertèbre. *Pearcy* (*1985*) s'intéresse au mouvement intervertébral (par projection des axes de la vertèbre supérieure sur les plans de référence de la vertèbre inférieure) tandis que *Plamondon et Gagnon* (*1990*) s'intéressent au mouvement vertébral (décrit par les angles d'Euler et calculé par une méthode aux moindres carrés).

L'objectif de la présente étude est d'évaluer la précision d'orientation tridimensionnelle en considérant un modèle détaillé des vertèbres (178 points), reconstruit par la méthode NSCP (*Mitton et coll., 2000*).

2.2 Matériels et méthodes

2.2.1 Spécimens vertébraux et prises de radiographies

Cinq vertèbres lombaires sèches (L1 à L5) précédemment étudiées (*Mitulescu et coll.*, *2001*), ont été fixées sur des supports indépendants qui contiennent 4 marqueurs chacun (billes d'acier espacées de 200 mm). Ces supports peuvent être placés dans différentes positions afin de construire un empilement. Les radiographies frontales et sagittales de 4 empilements successifs ont été prises sur le dispositif de stéréoradiographie de l'*Hôpital St Vincent de Paul – Paris* (voir Chapitre III section 1).

Parmi ces empilements distincts, un montage représente la position de référence (notée n=0) avec les vertèbres placées parallèlement au repère du dispositif (X_g, Y_g, Z_g: l'axe postéro-antérieur, l'axe droite-gauche et l'axe vertical ascendant, Figure 3-5).

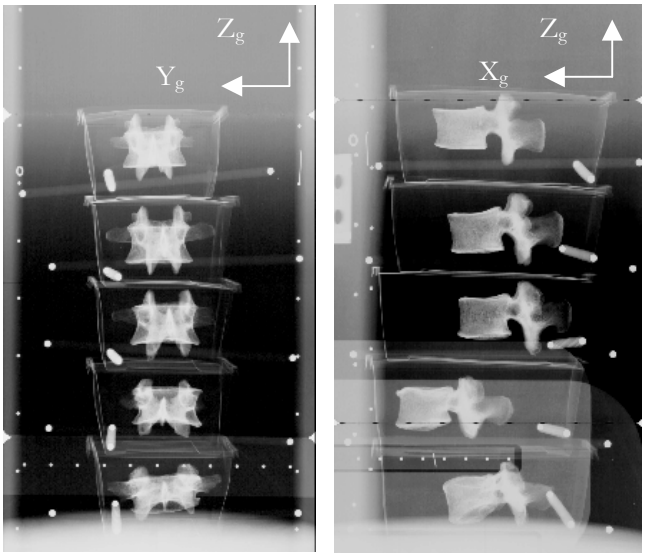


Figure 3-5 : Vertèbres et supports en position de référence : radiographies frontales et sagittales prises sur le dispositif de stéréoradiographie (*Hôpital St Vincent de Paul, Paris*)

Dans les autres empilements, les vertèbres sont positionnées dans différentes orientations (avec des rotations combinées) qui seront déterminées a posteriori.

2.2.2 Modèles tridimensionnels des vertèbres

Les vertèbres ont été reconstruites à partir des deux radiographies (postéro-antérieure et sagittale) selon le protocole suivant : identification de points anatomiques dans l'image (*Mitulescu et coll.*, *2001*) puis reconstruction par la méthode NSCP (Non Stereo Corresponding Points) plus Krigeage (*Mitton et coll., 2000*).
Une vingtaine de points anatomiques sont identifiés : les points supérieurs et inférieurs de la section médiale des pédicules et les centres des plateaux vertébraux (visibles dans les deux vues) ; le point postérieur de l'apophyse épineuse, les points extrêmes des apophyses transverses, les points extrêmes (droits, gauches, antérieurs et postérieurs) des plateaux vertébraux et de la section médiale du corps vertébral (visibles dans l'une des deux vues).
Le premier jeux de points anatomiques est reconstruit comme Points Stéréo Correspondants (*Pearcy, 1985 ; Dansereau et Stokes, 1988; Plamondon et Gagnon, 1990 ; André et coll., 1992*). La méthode NSCP permet de reconstruire le second jeux de points. Elle est basée sur le principe que tout point non stéréo-correspondant (visible sur une seule des deux vues) appartient à la ligne reliant sa projection dans le film et la source de rayons X. Le calcul de sa position (sur cette ligne) est obtenu par optimisation de contraintes topologiques et géométriques (connaissance a priori de la forme de la vertèbre).
Cette connaissance a priori est aussi employée pour obtenir un modèle détaillé, à partir des vingt points reconstruits (utilisés comme points de contrôle) par un algorithme de Krigeage (interpolation par déformation d'une forme générique, *Trochu, 1993 ; Delorme, 1996*). Le modèle vertébral reconstruit au final est constitué de 178 points.

Un modèle simplifié a également été considéré, constitué d'un sous ensemble de 6 points (parmi les 178), correspondant au modèle vertébral généralement obtenu à partir des six points anatomiques cités ci-dessus (reconstruits comme Points Stéréo Correspondants).

2.2.3 Détermination de l'orientation des vertèbres

Pour chaque vertèbre, l'orientation relative est mesurée en calculant les rotations qui définissent la transformation depuis la position de référence (n=0) jusqu'à la position finale (n=i). La séquence de rotations LSA (*Skalli et coll., 1995*) a été utilisée et conduit aux angles de rotation latérale, sagittale et axiale (définis comme les rotations successives autour des axes X_g, Y_g', Z_g").

Pour déterminer la transformation (de la position n=0 à n=i), les modèles vertébraux (soit 6 points, soit 178 points) en position finale et en position de référence sont recalés (Figure 3-6) par moindres carrés (*Soderkvist et Wedin, 1993*).

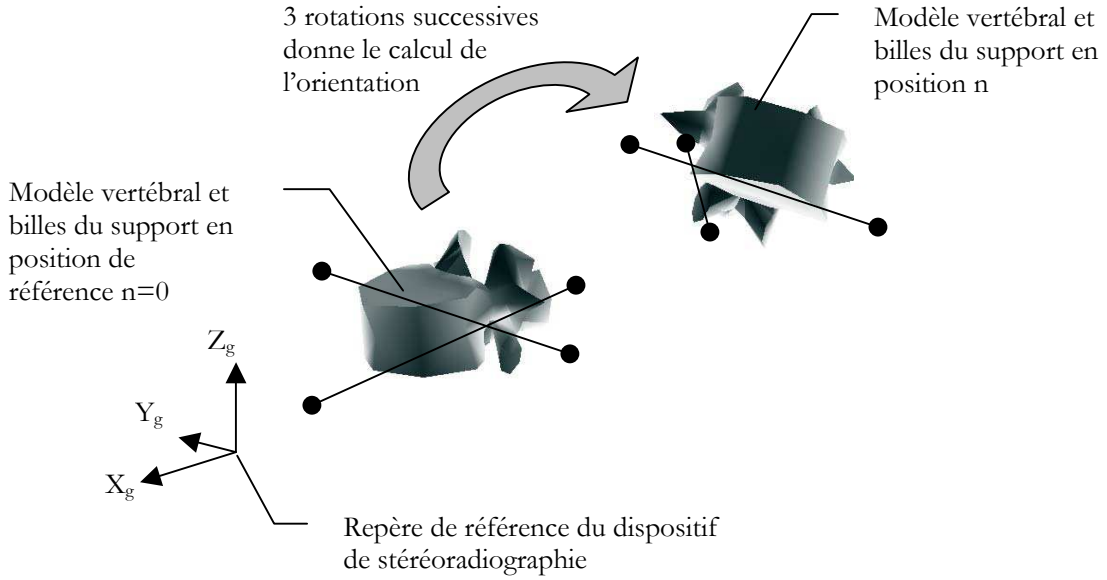


Figure 3-6 : Principe de la détermination de l'orientation en position finale n=i par rapport à la position de référence n=0

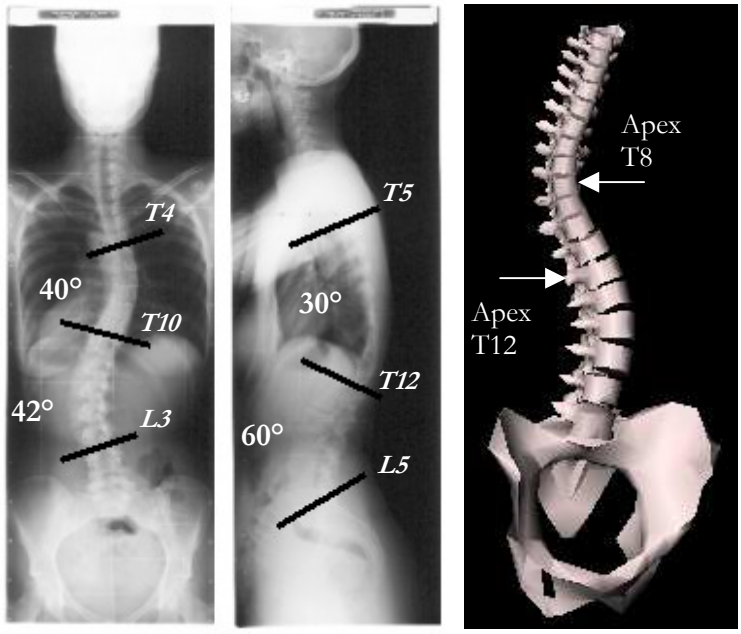
2.2.4 Détermination de l'orientation de référence et de l'erreur de rotation

Pour déterminer l'orientation de référence, un calcul identique à celui relatif aux vertèbres est mené avec les 4 points des supports (qui sont reconstruits comme points stéréo-correspondants). Afin de vérifier que l'orientation relative des supports puisse être considérée comme la référence, un bruit gaussien (SD=0,2 mm comme proposé par *Plamondon et Gagnon, 1990*) a été ajouté à chacun des marqueurs reconstruits et l'orientation du support (dans une position donnée) est calculée 500 fois. L'erreur 2RMS pour toutes les rotations est de 0,4° (maximum 0,5°).

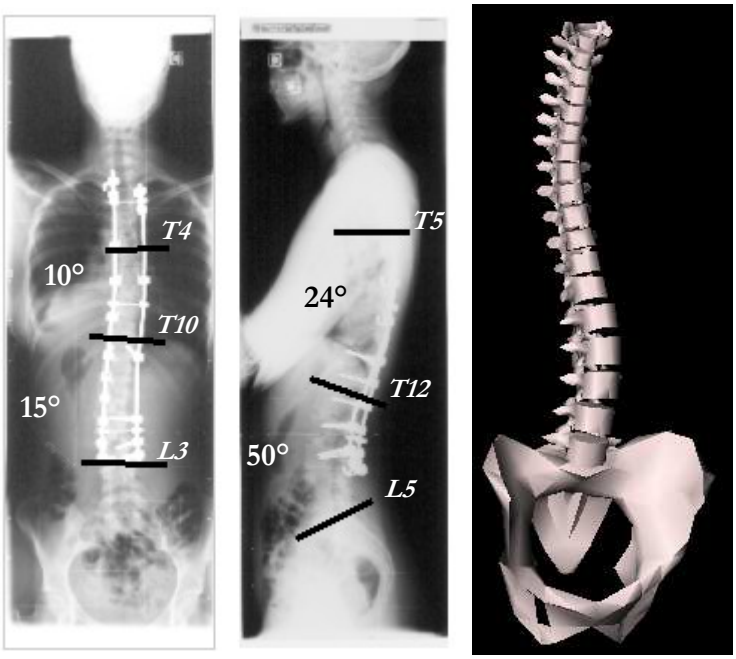
En considérant le modèle constitué soit de 6 points soit de 178 points, l'erreur de rotation relative (latérale, sagittale et axiale) a été calculée pour les vertèbres et comparée à la référence.

2.2.5 Application clinique : étude d'un patient scoliotique

La reconstruction tridimensionnelle d'un patient scoliotique a été obtenue dans les temps pré et post opératoires (Figure 3-7).



a)



b)

Figure 3-7 : Radiographies frontales et sagittales (Cobb, cyphose et lordose) et reconstructions 3D d'un patient scoliotique :
a) Pré opératoire
b) Post opératoire

Ce patient (une femme de 33 ans) présentait une double courbure avec les vertèbres apicales (rotation vertébrale axiale maximale) en T8 et T12, un angle de Cobb thoracique de 40°, un angle de Cobb lombaire de 42°, une cyphose de 30° et une lordose de 60°.
Ce patient a été opéré aux *Hôpitaux Universitaires de Strasbourg* avec la technique du modelage in situ (*Steib, 1996*) et l'instrumentation *Spinal Clip System* (Eurosurgical, Beaurains, France). En post opératoire, les angles de Cobb étaient 10° (thoracique), 15° (lombaire), la cyphose et la lordose 24° et 50°.

Les orientations relatives des vertèbres (de C7 à L5) ont été calculées, donnant les rotations latérales, sagittales et axiles pour la position post opératoire par rapport à la position pré opératoire.

2.3 Résultats

Les 15 cas d'orientation obtenus lors des différents empilements et calculés a posteriori sont présentés dans le tableau suivant (Tableau 3-2) :

Tableau 3-2 : Rotation Latérale, Sagittale et Axiale des 15 cas d'orientations

Orientations de référence (en degré)				
Cas d'orientation	Niveau vertébral	Rotation Latérale	Rotation Sagittale	Rotation Axiale
1	L1	-2,3	18,9	4,4
2	L2	-1,8	9,6	39,6
3	L3	8,5	18,1	2,7
4	L4	-4,0	10,9	36,1
5	L5	-9,0	-1,1	8,6
6	L1	-13,6	14,5	30,1
7	L2	-0,8	16,2	0,6
8	L3	2,1	6,5	30,6
9	L4	14,8	12,2	4,6
10	L5	-0,9	8,9	3,1
11	L1	18,7	7,5	17,2
12	L2	28,8	9,4	-20,5
13	L3	12,2	10,2	-5,8
14	L4	-2,3	9,6	-1,7
15	L5	-0,1	0,4	0,8

Les erreurs d'orientation des vertèbres reconstruites dans ces 15 cas sont présentées dans le tableau suivant (Tableau 3-3) :

Tableau 3-3 : Erreurs d'orientation (moyenne, RMS et maximum)

	Modèle vertébral à 6 points (en degré)			Modèle vertébral à 178 points (en degré)		
	Moy.	RMS	Max.	Moy.	RMS	Max.
Rotation Latérale	1,3	1,7	3,6	0,6	0,8	2,0
Rotation Sagittale	1,9	2,3	4,4	0,7	1,0	2,5
Rotation Axiale	2,2	2,7	5,3	1,4	1,9	4,6

Le modèle vertébral composé de 178 points présente une erreur de 0,6° (RMS 0,8°) pour la rotation latérale, 0,7° (RMS 1,0°) pour la rotation sagittale et 1,4° (RMS 1,9°) pour la rotation axiale. Les erreurs obtenues avec le modèle vertébral composé de 6 points sont presque doublées, avec 1,3° (RMS 1,7°) pour la rotation latérale, 1,9° (RMS 2,3°) pour la rotation sagittale et 2,2° (RMS 2,7°) pour la rotation axiale.

Pour l'ensemble des rotations, aucune corrélation significative (test non-paramétrique de Spearman) n'a été trouvée entre l'erreur de rotation et la valeur de l'orientation de référence.

L'orientation relative des vertèbres du patient scoliotique (post opératoire par rapport au pré opératoire) est donnée Figure 3-8.
Concernant la rotation vertébrale latérale, le maximum est observé au niveau des vertèbres limites des courbures, par exemple pour la déformation lombaire : -11° en T10 et +13° en L3. Concernant la rotation vertébrale sagittale, une mise en extension de l'ensemble de la région thoracique est observée tandis qu'une flexion plus faible est visible au niveau des vertèbres lombaires.
Concernant la rotation vertébrale axiale, la valeur maximale correspond aux vertèbres apicales : +7° en T8 et –16° en T12.

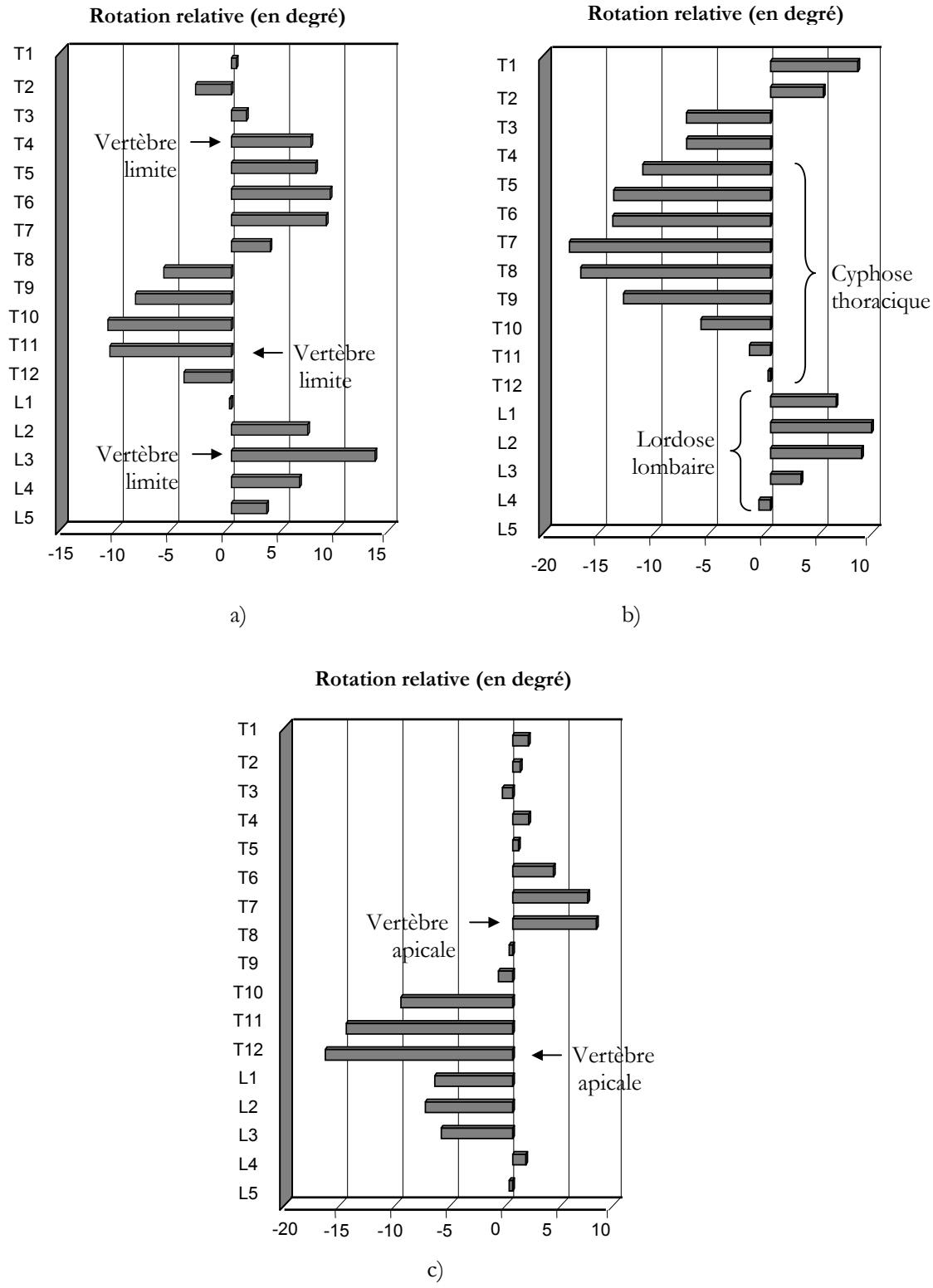


Figure 3-8 : Orientations vertébrales relatives d'un patient scoliotique
(post opératoire par rapport au pré opératoire)
a) Rotation Latérale
b) Rotation Sagittale
c) Rotation Axiale

2.4 Discussion

La position absolue des vertèbres ne peut pas être définie de façon intrinsèque. Tout dépend du repère vertébral que l'on considère et de la manière dont il est calculé (*Dimnet et Guinguand, 1984 ; Panjabi, 1976 ; Plamondon et Gagnon, 1990 ; Lavaste et coll., 1992 ; Cheze et coll., 1992 ; Skalli et coll., 1995 ; Stokes, 1994*). Aussi, la présente étude consiste-t-elle à évaluer l'orientation relative d'une position par rapport à une autre (servant de référence). La matrice de cette transformation est calculée par la méthode des moindres carrés.

Pearcy (*1985*) a étudié cinq mouvements intervertébraux qui sont mesurés trois fois chacun. L'orientation d'un modèle vertébral à 9 points était comparée à l'orientation d'un ensemble de billes d'acier. Aucune rotation combinée n'a été évaluée et les valeurs d'orientation ne sont pas documentées. L'erreur RMS est de 0,69° pour la rotation latérale, 0,83° pour la rotation sagittale et 1,36° pour la rotation axiale. *Plamondon et Gagnon* (*1990*) ont étudié un spécimen de rachis congelé, placé dans différentes positions (inclinaison vers l'avant, vers l'arrière, sur le côté et rotation axiale de l'ensemble du spécimen). Ce qui conduit à des rotations allant jusqu'à 20° mais sans rotation combinée. L'erreur d'orientation (d'un modèle vertébral à 6 points comparé à des billes d'acier) était de 0,7° (SD 0,5°) pour la rotation latérale, 0,7° (SD 0,6°) pour la rotation sagittale et 1,7° (SD 1,2°) pour la rotation axiale. Dans ces deux études, la principale limite de la méthode d'évaluation est la non prise en compte de rotations combinées, laissant les vertèbres dans des cas simples d'orientation tridimensionnelle.

En utilisant un modèle vertébral à 6 points et 15 rotations combinées (rotation jusqu'à 40°), la présente étude a donné des erreurs plus élevées : 1,3° (RMS 1,7°) pour la rotation latérale, 1,9° (RMS 2,3°) pour la rotation sagittale et 2,2° (RMS 2,7°) pour la rotation axiale. En effet, quand la vertèbre est à la fois tournée dans les plans frontaux, sagittaux et axiaux, l'identification dans les radiographies des 6 points anatomiques devient ambiguë et engendre une erreur plus élevée. Cette ambiguïté correspond à des positions singulières plutôt que dans les cas d'orientation maximale et aucune corrélation n'a été trouvée entre l'erreur et la valeur de rotation. Dans ces configurations singulières, les projections des diverses parties de la vertèbre (et notamment des pédicules) sont superposées et rendent l'identification délicate.
Ainsi, pour pouvoir mesurer la précision de rotation des vertèbres reconstruites, il apparaît important d'évaluer des rotations combinées et dans une large plage d'orientation.

Le modèle vertébral composé de 178 points (reconstruit avec la technique NSCP) permet d'obtenir une meilleure précision (les erreurs sont divisées par deux par rapport au modèle à 6 points). Notamment pour la rotation axiale, l'erreur de 1,4° (RMS 1,9°) semble satisfaisante au regard des méthodes de mesures basées sur la radiographie frontale (*Perdriolle, 1979 ; Drerup, 1984 ; Stokes et coll., 1986*), la précision de ces méthodes étant évaluée à 3° (SD 5°) (*Russel et coll.,1990*). Avec des méthodes basées sur la tomographie axiale, *Aaro et Dahlborn* (*1981*) ont documenté une précision de 0,6° (SD 1°). Cependant, la tomographie axiale correspond à une position couchée qui modifie les rotations vertébrales. De plus, quand ces mêmes auteurs ont considéré des rotations combinées, la précision a chuté jusqu'à 7° (SD 2°), due au biais des coupes de scanner non parfaitement axiales.

L'application clinique de la reconstruction 3D à l'étude d'un patient scoliotique, a permis d'évaluer l'effet de la chirurgie non seulement de manière globale (Angle de Cobb, cyphose, lordose) mais aussi de manière segmentaire. Comme attendu, correspondant à la morphologie de la déformation scoliotique (*Perdriolle, 1979 ; Dubousset, 1994*), les effets maximaux de la chirurgie ont été observés au niveau des vertèbres limites des courbures (pour la rotation latérale), au niveau de l'ensemble des vertèbres thoraciques (pour la rotation sagittale) et au niveau des vertèbres apicales (pour la rotation axiale).
Cette analyse permet de quantifier les effets de la chirurgie, en position debout, et de manière segmentaire et tridimensionnelle.

2.5 Conclusion

La présente étude a permis de quantifier la précision des reconstructions tridimensionnelles par radiographie bi-planaire en terme d'orientation vertébrale relative (2RMS) : 1,6° pour la rotation latérale, 2,0° pour la rotation sagittale et 3,8° pour la rotation axiale. Ainsi, la radiographie bi-planaire est une méthode quantitative éprouvée pour mesurer, en position debout, la déformation scoliotique.
L'application clinique à l'étude d'un patient scoliotique a été réalisée et montre l'intérêt de cette méthode pour le diagnostic et le suivi des patients.

Disposant d'un dispositif de stéréoradiographie et d'une reconstruction tridimensionnelle validés, l'analyse de patients scoliotiques candidats à la chirurgie a pu être menée.
Il faut noter que la validation précédente porte sur l'orientation relative de spécimens vertébraux. Cette évaluation a néanmoins permis de donner un ordre de grandeur de la précision angulaire des reconstructions tridimensionnelles pour son application à l'étude pré et post opératoire des patients scoliotiques.
Cette étude clinique est le résultat d'une collaboration avec l'équipe de chirurgie orthopédique du Pr. Jean Paul Steib et le service de radiologie des *Hôpitaux Universitaires de Strasbourg*.

Seules les scolioses idiopathiques et dégénératives ont été prises en compte et représentent une population de vingt cas, étudiés en pré opératoire et post opératoire immédiat (environ une semaine après la chirurgie). Deux types d'analyse complémentaires ont été menés (section 3 et 4). Les réflexions sur la scoliose dans les trois dimensions ont bénéficié des précieux conseils du Dr. René Perdriolle et du Pr. Jean Dubousset.

La première étude s'attache aux scolioses idiopathiques d'adolescents et d'adultes jeunes à travers dix patients présentant une même morphologie de scoliose, la déformation principale étant une courbure thoracique à gauche. Une analyse segmentaire (basée sur les vertèbres apicales et jonctionnelles et leurs orientations caractéristiques) a pu alors être réalisée à partir des reconstructions tridimensionnelles. Cette partie fait l'objet d'une publication soumise et acceptée dans le journal *Spine*.

La seconde étude porte sur l'ensemble des scolioses (idiopathiques et dégénératives) à travers une autre vision de la déformation scoliotique, comme la succession (irrégulière) de rotations intervertébrales axiales. L'effet de la chirurgie a ainsi été évalué en ces termes.
Cette étude fait l'objet d'une publication soumise au journal *Spine*.

3 Analyse segmentaire quantitative 3D de patients scoliotiques opérés par la technique du modelage in situ

3.1 Introduction

L'importance de l'aspect tridimensionnel dans l'étude des scolioses a été souligné par différents auteurs (*Roaf, 1958 ; Perdriolle, 1979 ; Dubousset, 1994*). Ainsi, les techniques chirurgicales et les instrumentations modernes (*Cotrel et coll., 1988 ; Steib, 1996 ; Asher et Burton, 1999 ; Roussouly, 2001*) ont pour ambitions d'obtenir une correction tridimensionnelle. Cependant, l'amélioration dans les trois plans de l'espace reste controversée.
Les plans frontaux et sagittaux sont généralement analysés par une mesure globale (angles de Cobb). Des tentatives d'évaluation de la rotation axiale sont également documentées, par tomographie axiale (*Gray et coll.,1991 ; Lenke et coll., 1992 ; Wood et coll., 1997 ; Steib et coll ., 1999*), ou per-opératoires (*Labelle et coll,. 1995 ; Sawatzky et coll., 1998 ; Lecire-Lilloni et coll., 1999*). De plus, des reconstructions tridimensionnelles permettant l'analyse en vue de dessus (*De Smet et coll., 1984*) et la comparaison pré et post opératoire du plan de déformation maximum (*Delorme et coll., 2000*) ont été proposées.

Perdriolle (*1979*) et *Dubousset* (*1994*) ont décrit une analyse tridimensionnelle segmentaire. Le premier utilisait des radiographies sous une incidence spécifique et le second le modèle 3D de *Graf et coll.* (*1983*). Ils ont observé, d'un coté, les zones apicales avec un maximum de rotation axiale vertébrale (mais sans rotation axiale intervertébrale) et, de l'autre coté, les zones jonctionnelles avec un maximum de rotation intervertébrale axiale et un maximum de rotation vertébrale latérale. Leurs études étaient pré opératoires seulement et qualitatives. Des classifications des courbures scoliotiques en termes de torsion ont été proposées, basées sur ces observations (*Asher et Burton, 1999*) ou sur un calcul géométrique (repère de Frenet) (*Poncet et coll., 2001*). Une autre étude des scolioses idiopathiques (*Perdriolle et coll., 2001*) a démontré que, dans la plupart des cas, les courbures thoraciques hautes, thoraciques et lombaires peuvent être contenues dans un plan.

Une reconstruction 3D quantitative du rachis et du bassin peut être obtenue par une technique de stéréoradiographie (*Mitton et coll., 2000*). La précision des vertèbres reconstruites a été évaluée à 1,1 mm (*Mitulescu et coll., 2001*) tandis que la précision de l'orientation vertébrale est de 1,6° pour la rotation latérale, 2,0° pour la rotation sagittale et 3,8°pour la rotation axiale (voir Chapitre III section 2).

L'objectif de cette étude est d'analyser de manière segmentaire et tridimensionnelle la correction chirurgicale obtenue par la technique du modelage in situ, pour des patients à courbures scoliotiques thoraciques droites.

3.2 Matériels et méthodes

Dix patients scoliotiques présentant une courbure thoracique droite typique ont participé à cette étude : sept adolescents ou jeunes adultes (âgés de 13 à 29 ans) et trois adultes (âgés de 33, 34 et 54 ans). Au regard de la classification de *Lenke et coll.* (*2001*), il s'agit de deux 1A-, deux 1AN et un de chaque 1BN, 1B+, 3C-, 4BN, 4C-, 6CN.

Tous les patients ont été opérés aux *Hôpitaux Universitaires de Strasbourg* avec la technique du modelage in situ (et l'instrumentation *Spinal Clip System*, Eurosurgical, Beaurains, France). Aucune thoracoplastie (résection de la côte du côté convexe pour réduire la gibbosité) n'a été pratiquée.

La technique du modelage in situ est inspirée du travail de *Jackson* (*1996*) qui l'a développée dans les années 80 pour la correction des pertes de lordose dans les cas de fractures lombaires. Le rachis est instrumenté par des crochets pédiculaires (une vertèbre sur deux) dans la concavité thoracique et par des vis pédiculaires (toutes les vertèbres) dans la convexité lombaire. Les niveaux de fusion sont choisis selon les critères de *Cotrel* (*1986*). La tige est d'abord déformée pour être introduite dans les implants en suivant la forme de la déformation. Ensuite, les vertèbres sont déplacées dans les trois plans de l'espace par des manœuvres de cintrage (segment par segment et de manière itérative dans les plans frontaux et sagittaux) tandis que les implants (fermés mais non verrouillés) peuvent glisser le long de la tige. Aucune compression, distraction ou translation n'est nécessaire. La correction du rachis est obtenue par la forme de la tige et le mouvement des vertèbres apporte les orientations post opératoires qui peuvent se mesurer en 3D dans la reconstruction stéréoradiographique.

Les radiographies frontales et sagittales, dans les temps pré et post opératoires à six jours, ont été prises à l'aide d'un dispositif de stéréoradiographie (voir Chapitre III section 1). Les valeurs de l'angle de Cobb, de la cyphose (entre T5 et T12), de la lordose et de la gibbosité sont présentées (moyenne, minimum et maximum) dans le tableau suivant (Tableau 3-4) :

Tableau 3-4 : Angle de Cobb, Cyphose, Lordose et Gibbosité pré et post opératoire
moyenne, [minimum et maximum]

	Pré Opératoire	Post Opératoire
Angle de Cobb Thoracique	57° [40° 78°]	21° [8° 48°]
Cyphose (T5-T12)	15° [0° 32°]	13° [2° 24°]
Lordose	49° [32° 60°]	46° [30° 60°]
Gibbosité Thoracique	32 mm [0 mm 65 mm]	11 mm [0 mm 25 mm]

La reconstruction tridimensionnelle du rachis de chaque patient, depuis la septième vertèbre cervicale jusqu'au bassin, a été obtenue par une méthode stéréoradiographique utilisant la technique NSCP (*Mitton et coll., 2000*). Cette technique a été développée en collaboration avec le *Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie*, *Montréal*. Elle est basée sur le principe que chaque point non stéréo-correspondant (visible dans une seule des deux vues) appartient à la ligne qui joint sa projection dans le film et la source de rayon X. Sa position 3D (sur cette ligne) est optimisée en utilisant des contraintes topologiques et géométriques (forme de la vertèbre connue a priori) et la forme finale de la vertèbre est extrapolée à partir de l'ensemble des points reconstruits.
Ainsi, à partir d'une vingtaine de points par vertèbres, identifiés dans les images, le modèle vertébral reconstruit consiste en 200 points environ avec une précision de 1,1 mm (*Mitulescu et coll., 2001*).

Selon les définitions de la *Scoliosis Research Society* (*Stockes, 1994*), le repère global et le repère local (vertébral) sont construits. L'orientation vertébrale (par rapport au repère global) et l'orientation intervertébrale (la vertèbre supérieure par rapport à l'inférieure) sont ensuite calculées en utilisant la séquence de rotation LSA (*Skalli et coll., 1995*). Ainsi, sont évalués les six angles (Figure 3-9) de Rotation Vertébrale Latérale (RVL), Rotation Vertébrale Sagittale (RVS), Rotation Vertébrale Axiale (RVA), Rotation Intervertébrale Latérale (RIL), Rotation Intervertébrale Sagittale (RIS) et Rotation Intervertébrale Axiale (RIA).

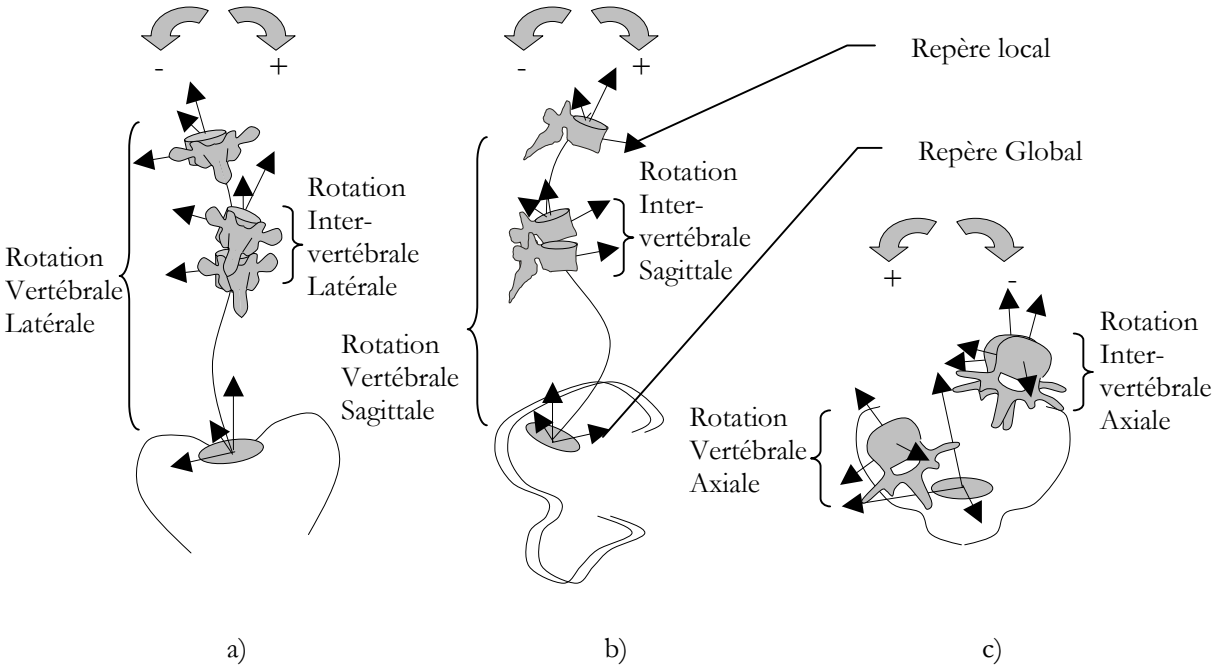


Figure 3-9 : Rotations Vertébrales et Intervertébrales
a) Latérale b) Sagittale c) Axiale

L'analyse tridimensionnelle segmentaire (*Perdriolle,1979 ; Dubousset, 1994*) a ensuite été menée sur les trois courbures : la contre-courbure thoracique haute (A), la courbure thoracique (B) et la contre-courbure lombaire (C), conduisant à trois zones apicales et quatre zones jonctionnelles. Les orientations caractéristiques suivantes ont ainsi été déduites des reconstructions 3D (Figure 3-10) :

- En zone jonctionnelle, les vertèbres présentant un maximum/mimimum de Rotation Vertébrale Latérale
- En zone jonctionnelle, les vertèbres consécutives présentant un maximum/mimimum de Rotation Intervertébrale Axiale
- En zone apicale, les vertèbres présentant un maximum/mimimum de Rotation Vertébrale Axiale
- En zone apicale (et en région thoracique seulement), les vertèbres consécutives présentant un mimimum de Rotation Intervertébrale Sagittale

Les orientations de ces vertèbres caractéristiques sont alors comparées dans les temps pré et post opératoires. Le signe des valeurs d'orientation correspond à une rotation vers la droite/gauche du patient ou à une flexion/extension.

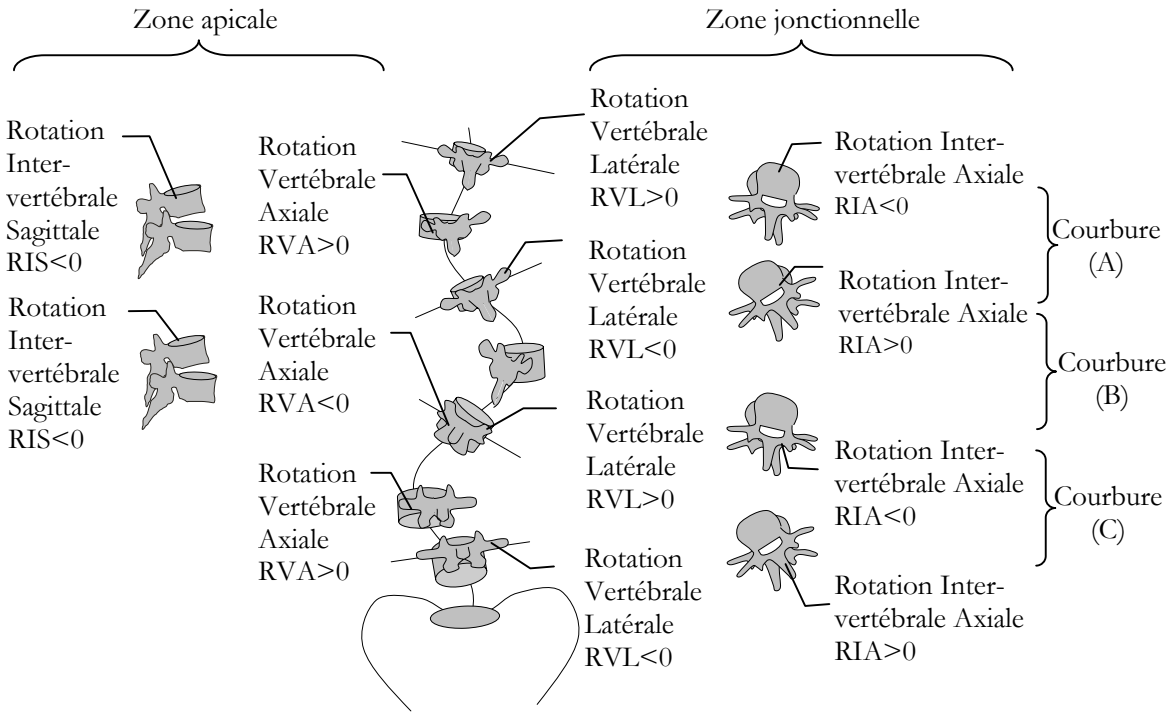


Figure 3-10 : Zones apicales et jonctionnelles: orientations caractéristiques des vertèbres d'une scoliose thoracique droite typique

3.3 Résultats

Pour les zones apicales et jonctionnelles, la localisation des vertèbres caractéristiques est le plus fréquemment :

- Courbure thoracique haute (A) de C7 à T5 avec l'apex en T2
- Courbure thoracique (B) de T5 à T12 avec l'apex en T7
- Courbure lombaire (C) de T12 à L4 avec l'apex en L3

Concernant la courbure thoracique, la tendance générale des orientations dans la zone apicale est 20° de Rotation Vertébrale Axiale associée à 6° de lordose locale (Rotation Intervertébrale Sagittale). Pour les deux zones jonctionnelles, la tendance est 30° de Rotation Vertébrale Latérale associée à 10° de Rotation Intervertébrale Axiale.

Les valeurs pré et post opératoires des orientations caractéristiques (zones apicales et jonctionnelles) et les corrections correspondantes sont présentées dans le tableau suivant (Tableau 3-5). Aucune différence n'a été observée entre les résultats concernant les adolescents et les adultes.

La reconstruction par stéréoradiographie des dix patients scoliotiques avant et après la chirurgie a permis d'observer une correction tridimensionnelle effective (Figure 3-11) :

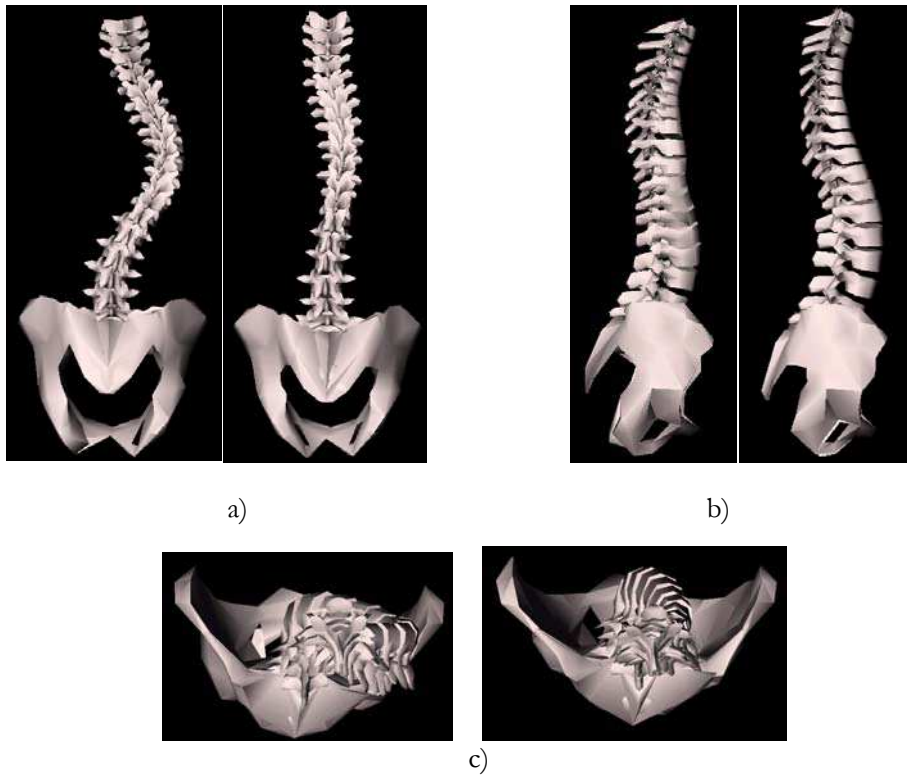


Figure 3-11 : Reconstruction 3D pré et post opératoires d'un patient scoliotique
a) Vue frontale b) Vue sagittale c) Vue axiale)

La correction a été obtenue dans les trois plans par la technique du modelage in situ. En fonction des courbures considérées, la correction varie entre 52% et 60% pour la Rotation Vertébrale Axiale de l'apex, entre 58% et 76% pour la Rotation Vertébrale Latérale en zone jonctionnelle et entre 78% et 79% pour la Rotation Intervertébrale Axiale en zone jonctionelle. La Rotation Intervertébrale Sagittale est également réduite, restaurant une cyphose dans la courbure thoracique haute (A) et annulant la lordose locale dans la courbure thoracique (B). Des cas d'hypercorrection ou de légère aggravation ont été observés dans les jonctions les plus distales et proximales.

Tableau 3-5 : Orientations caractéristiques (zones apicales et jonctionnelles) pré et post opératoires et corrections

	Jonction (A)		Apex (A)		Jonction(A/B)		Apex (B)		Jonction(B/C)		Apex (C)	Jonction (C)	
	Rotation Vertébrale Latérale	Rotation Inter-vertébrale Axiale	Rotation Vertébrale Axiale	Rotation Inter-vertébrale Sagittale	Rotation Vertébrale Latérale	Rotation Inter-vertébrale Axiale	Rotation Vertébrale Axiale	Rotation Inter-vertébrale Sagittale	Rotation Vertébrale Latérale	Rotation Inter-vertébrale Axiale	Rotation Vertébrale Axiale	Rotation Vertébrale Latérale	Rotation Inter-vertébrale Axiale
Pré Opératoire	-0.6 (9.2) [-12.0 18.3]	-4.3 (2.5) [-7.9 -0.3]	11.8 (6.8) [3.6 21.8]	-3.0 (1.9) [-6.1 -0.2]	-32.2 (9.8) [-51.9 -15.8]	10.5 (2.5) [6.5 14.3]	-20.1 (4.7) [-28.7 -13.1]	-6.0 (4.1) [-10.6 -0.3]	29.4 (7.5) [20.2 38.7]	-9.6 (1.8) [-12.1 -6.5]	11.9 (4.2) [4.9 18.9]	-6.2 (4.1) [-11.8 -0.2]	5.7 (2.2) [1.6 8.3]
Post Opératoire	2.6 (4.8) [-2.3 14.4]	-1.1 (3.3) [-5.5 3.7]	4.7 (2.8) [1.2 9.2]	2.9 (5.1) [-4.7 11.2]	-13.9 (8.2) [-34.7 -5.3]	2.4 (2.1) [-0.9 5.7]	-8.3 (6.1) [-18.3 0.1]	-0.4 (2.8) [-4.6 5.0]	7.9 (4.6) [-0.6 15.2]	-2.1 (2.9) [-8.3 1.7]	4.8 (2.0) [1.4 8.6]	-5.7 (4.5) [-14.0 -0.4]	0.8 (2.4) [-2.5 5.3]
Correction (en degré)	3.2 (8.0) [-10.9 15.8]	3.2 (3.5) [-3.7 8.3]	-7.1 (6.4) [-19.1 -0.2]	5.5 (4.0) [-0.4 11.9]	18.3 (6.5) [6.4 31.3]	-8.1 (2.6) [-13.5 -4.1]	11.8 (5.3) [6.6 22.5]	5.5 (4.0) [-0.8 10.9]	-21.8 (5.1) [-30.5 -14.9]	7.5 (2.9) [2.3 11.8]	-7.1 (3.2) [-13.0 -2.2]	0.5 (3.9) [-5.2 8.1]	-4.9 (2.0) [-9.5 -2.9]
Correction (%)	#	#	52 (29) [2 88]	*	58 (16) [33 77]	78 (18) [59 109]	60 (26) [27 100]	*	76 (12) [61 103]	79 (27) [22 118]	59 (14) [31 78]	¤	#

 # pas de % exprimé pour cause d'hypercorrection (>150 %)

** pas de % exprimé pour cause de changement de signe*

¤ pas de % exprimé pour cause d'aggravation(< 5°)

3.4 Discussion

L'analyse segmentaire est une méthode efficace pour prendre en compte l'aspect tridimensionnel de la déformation rachidienne. Cela demande une reconstruction quantitative du rachis et du bassin afin de calculer, en position debout, les orientations vertébrales et intervertébrales. Certains auteurs (*Perdriolle,1979 ; Dubousset, 1994*) ont décrit qualitativement la scoliose en ces termes, en observant un maximum de rotations (Vertébrale Axiale, Vertébrale Latérale, Intervertébrale Axiale et Intervertébrale Sagittale) au niveau de vertèbres caractéristiques. Ces mesures, notamment la Rotation Intervertébrale Axiale peuvent être de bons indicateurs de la sévérité d'une courbure et de son évolution (*Perdriolle et Vidal, 1985*). Dans la présente étude sur dix scolioses thoraciques droites, les mêmes définitions ont été appliquées pour déterminer et mesurer les zones apicales et jonctionnelles. Cette analyse segmentaire quantitative peut apporter une compréhension de l'anatomie scoliotique plus complète que la seule considération du plan frontal (comme la mesure de l'angle de Cobb). Les orientations 3D calculées présentent une faible dispersion qui correspond à la forme typique des courbures thoraciques.

Cette analyse 3D permet aussi de quantifier les effets de la chirurgie, ce qui apparaît essentiel au regard des instrumentations segmentaires et des techniques modernes, conçues pour une correction tridimensionnelle.

Du fait de l'influence de la technique de distraction (*Harrington, 1962*), la correction est généralement évaluée dans le plan frontal avec l'angle de Cobb. Cependant, cet angle mesuré sur la radiographie n'est qu'une projection de la déformation réelle. Aussi, certains auteurs ont-ils calculé l'angle de Cobb « tridimensionnel » dans le plan de courbure maximum (*Delorme et coll., 2000*). Cette mesure reste néanmoins globale et c'est pourquoi l'étude présente s'attache à l'orientation locale (à savoir la Rotation Vertébrale Latérale). Le même problème de projection intervient dans la mesure sagittale qui est utilisée couramment depuis l'apparition des techniques de translation (*Luque, 1982)* et de rotation de la tige (*Cotrel et coll., 1988*). De plus, la lordose intervertébrale au niveau de l'apex est très peu souvent évaluée. A l'opposé, depuis l'apparition de la technique de rotation de la tige, la Rotation Vertébrale Axiale a été largement étudiée, dans la radiographie frontale (*Delorme et coll., 2000 ; Wojcik et coll., 1990*), par tomographie axiale (*Gray et coll., 1991 ; Lenke et coll., 1992 ; Wood et coll.,1997*) ou mesures per opératoires (*Labelle et coll., 1995 ; Sawatzky et coll., 1998 ; Lecire-Lilloni et coll., 1999*). Cependant, ces mesures comportent des limites : la mesure dans la radiographie frontale (*Perdriolle, 1979 ; Stokes et coll., 1986*) est reconnue peu précise, les mesures par tomographie axiale (*Aaro et Dalhborn, 1981*) ou per opératoires sont plus précises mais effectuées en position couchée. Comme alternative à ces méthodes de mesure, la

reconstruction 3D stéréoradiographique du rachis et du bassin permet l'évaluation, en position debout, des rotations vertébrales et intervertébrales.

Des corrections importantes dans le plan frontal sont communément reconnues avec l'ensemble des instrumentations et techniques chirurgicales modernes. La présente étude, rapporte une correction de 58% (+18,3°) et 76% (-21,8°) pour la Rotation Vertébrale Latérale au niveau des jonctions thoraciques et thoraco-lombaires. Ce résultat est comparable à la correction obtenue par d'autres techniques et mesurée segmentairement dans la radiographie frontale : 55% (15°) au niveau des deux jonctions (thoraciques et thoraco-lombaires) avec la technique de translation et 70% (20°) avec la technique de rotation de la tige (*Wojcik et coll., 1990*). Cependant, la même correction est divisée par deux (de l'ordre de 10°) si elle est évaluée par une mesure per opératoire (*Sawatzky et coll., 1998 ; Lecire-Lilloni et coll., 1999*). La présente étude a aussi révélé que des hypercorrections sont possibles au niveau de la jonction supérieure (généralement située en C7) et que des aggravations (< 5°) sont possibles au niveau de la jonction inférieure (le plus souvent située à la fin de l'instrumentation en L3 ou L4). Les observations cliniques n'ont pas montré d'effets sur le résultat esthétique ou une quelconque décompensation. Une étude plus poussée pourrait être utile et notamment l'analyse de la perception des patients de leur propre image.

La difficulté à corriger le plan sagittal a déjà été documentée (*Bridwell et coll., 1990*). Dans la présente étude, la mesure radiographique de la cyphose a révélé une diminution en post opératoire, due à la correction de deux cyphoses jonctionnelles (T10-T12). Mais la mesure, dans les régions apicales, de la Rotation Intervertébrale Sagittale à partir de la reconstruction 3D a démontré une correction notable de la lordose locale avec +5,5° aux deux apex (thoracique haut et thoracique).

La « dérotation » axiale de l'apex obtenue avec les instrumentations et les techniques modernes est un point très controversé. La présente étude a démontré une correction marquée de la Rotation Vertébrale Axiale avec 52% (-7,3°) au niveau de l'apex thoracique haut (A), 60% (+11,8°) au niveau de l'apex thoracique (B) et 59% (-7,1°) au niveau de l'apex lombaire (C). Cette correction de la Rotation Vertébrale Axiale se traduit par une réduction importante de la gibbosité, de 32 mm (maximum 65 mm) à 11 mm (maximum 25 mm). Aucune « dérotation » axiale notable (< 25% soit 1° à 5°) et n'a été documentée dans la littérature pour les techniques de translation et de rotation de la tige, mesurée soit dans la radiographie frontale (*Delorme et coll., 2000 ; Wojcik et coll., 1990*) soit par tomographie axiale (*Gray et coll., 1991 ; Lenke et coll., 1992 ;*

Wood et coll.,1997). Par la mesure per opératoire une aggravation de la Rotation Vertébrale Axiale de l'apex a même été observée, de -1,9°, lors de la rotation de la tige (*Sawatzky et coll., 1998*). Mais, *Lecire-Lilloni et coll.* (*1999*) ont documenté que l'aggravation se réduit ensuite avec la mise en place de la deuxième tige (de –9° au moment de la rotation à –5°).

Une étude par tomographie axiale de la Rotation Intervertébrale Axiale au niveau des jonctions des courbures scoliotiques lombaires (*Steib et coll., 1999*) a démontré que la rotation de la tige ne corrige que faiblement, voire aggrave, cette mesure particulière. Tandis que la technique du modelage in situ apporte une correction allant jusqu'à 80 %. Dans la présente étude, la correction est de 78% (-8,1°) et 79% (+7,4°) au niveau des jonctions thoraciques (A/B) et thoraco-lombaires (B/C). Quelques cas d'hypercorrection ont été observés au niveau des jonctions les plus distales et proximales (A et C). Cependant, des hypercorrections et/ou des aggravations de la Rotation Axiale, Vertébrale et Intervertébrale ont été documentées avec la technique de rotation de la tige (*Steib et coll., 1999*) et avec la technique de translation (*Wood et coll., 1997*) sans aucune observation de décompensation.

3.5 Conclusion

La reconstruction tridimensionnelle quantitative du rachis et du bassin permet l'analyse segmentaire de la déformation scoliotique. Cette analyse entraîne la description et l'appréciation de la sévérité de la scoliose et l'évaluation des effets de la chirurgie.

Dans la présente étude, la tendance générale des courbes thoraciques est : 20° de Rotation Vertébrale Axiale et 6° de lordose locale (Rotation Intervertébrale sagittale) au niveau de l'apex, encadré par 30° de Rotation Vertébrale Latérale et 10° de Rotation Intervertébrale Axiale au niveau des deux zones jonctionnelles.

La correction chirurgicale obtenue par la technique du modelage in situ est de 52% à 79% pour l'ensemble des rotations évaluées.

4 Correction chirurgicale des scolioses par la technique du modelage in situ : analyse de la détorsion

4.1 Introduction

Les rotations axiales vertébrales et intervertébrales sont des points cruciaux dans l'analyse de la scoliose, permettant d'en évaluer la sévérité et la progression des courbures (*Perdriolle 1979 ; Perdriolle et coll., 1993 ; Dubousset, 1994* ; *Asher et Cook, 1995*). Dans ce sens, la rotation axiale est un indicateur déterminant des zones structurelles de la courbure.
Les techniques chirurgicales et les instrumentations modernes (*Cotrel et coll., 1988 ; Steib, 1996 ; Asher et Burton, 1999 ; Roussouly, 2001*) visent à obtenir une correction tridimensionnelle et les effets de la chirurgie doivent être quantifiés dans les trois plans de l'espace. Cependant, l'amélioration de la rotation axiale au niveau de la vertèbre apicale mais aussi tout au long de la courbure reste controversée. Cette controverse est liée d'une part à la diversité des méthodes de mesures et leurs difficultés d'application et, d'autre part au résultat lui même de la chirurgie qui n'est pas clairement établi dans ce plan. Cette polémique tient à la confusion entre la rotation « en bloc » de la courbure scoliotique (autour d'un axe de la ligne moyenne) et le repositionnement individuel des vertèbres dans l'espace.

De nombreuses méthodes de mesure de la rotation axiale ont été documentées : à partir des radiographies frontales (*Nash et Moe, 1969 ; Perdriolle, 1979 ; Stokes et coll., 1986*), à partir de la tomographie axiale (*Aaro et Dahlborn, 1984, Ho et coll., 1993*) et à partir de mesures per opératoires (*Labelle et coll., 1995 ; Sawatzky et coll., 1998 ; Lecire Lilloni et coll., 1999*). Ainsi, la correction de la rotation vertébrale axiale de l'apex a été mesurée de l'ordre de 5° (soit 25%) avec les techniques de translation et de rotation de la tige (*Ecker et coll., 1988 ; Cundy et coll., 1990 ; Wojcik et coll., 1990 ; Gray et coll.,1991 ; Wood et coll., 1991 ; Lenke et coll., 1992 ; Marchesi et coll., 1992 ; Steib et Moyes, 1993 ; Moens et coll., 1995 ; Aronson et coll., 1996 ; Wood et coll., 1997 ; Delorme et coll., 2000*).

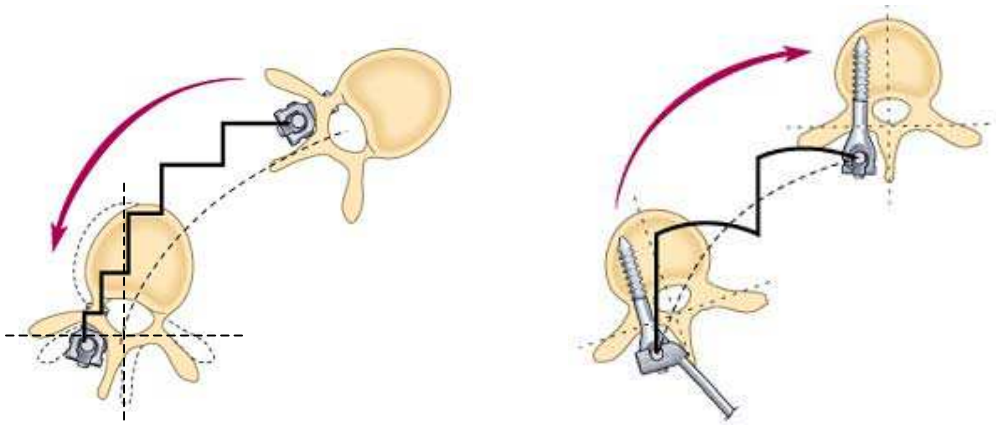
Une reconstruction tridimensionnelle quantitative du rachis, obtenue par des méthodes stéréoradiographiques (*Mitton et coll., 2000*), permet de calculer l'ensemble des orientations vertébrales et intervertébrales : Latérale, Sagittale et Axiale (*Skalli et coll., 1995*).
L'objectif de cette étude est d'analyser la rotation vertébrale axiale au niveau de l'apex et la somme des rotations intervertébrales axiales le long de la courbure scoliotique dans les temps pré et post opératoires. La correction chirurgicale obtenue par la technique du modelage in situ est alors évaluée.

4.2 Matériels et Méthodes

Vingt patients scoliotiques (dix idiopathiques et dix dégénératifs, âgés de 13 à 67 ans) sont inclus dans cette étude (Annexes A3). Tous les patients présentent une courbure lombaire (angle de Cobb pré opératoire moyen 43° [20° à 64°]) et 12 parmi eux présentent également une courbure thoracique (angle de Cobb pré opératoire moyen 48° [20° à 78°]).

Tous les patients ont été opérés aux *Hôpitaux Universitaires de Strasbourg* avec la technique du modelage in situ (et l'instrumentation *Spinal Clip System*, Eurosurgical, Beaurains, France). Les angles de Cobb post opératoires sont 17° [4° 48°] au niveau thoracique et 12° [0° 22°] au niveau lombaire.

Dans le principe de la technique (*Steib, 1996*) (où aucune distraction ni compression n'est nécessaire), le rachis est instrumenté par des crochets pédiculaires (une vertèbre sur deux) dans la concavité thoracique et par des vis pédiculaires (toutes les vertèbres) dans la convexité lombaire. Des manœuvres de cintrage itératives dans les plans frontaux et sagittaux sont appliquées à la tige tandis que les implants peuvent glisser et tourner le long de celle-ci. Pour cela deux fers à cintrer sont placés successivement de part et d'autre d'un implant (de manière à contrôler le cintrage et éviter l'arrachement de l'implant). L'apex thoracique (Figure 3-12 a) est tiré vers l'arrière et vers le milieu et tourne autour de la tige (comme les implants sont libres de glisser et tourner le long de la tige). Cette rotation autour de la tige se fait naturellement dans le sens de l'une amélioration de la Rotation Vertébrale Axiale. Au niveau lombaire, les manœuvres de cintrages sont combinées à la rotation de la vis convexe par rapport à la tige en utilisant un levier spécifique (Figure 3-12 b). L'apex lombaire est poussé vers l'avant et vers le milieu et tourné en dedans.



a) b)

Figure 3-12 : Principe du modelage in situ
a) Cintrages itératifs frontaux et sagittaux de la tige au niveau thoracique
b) Cintrages itératifs de la tige combinés à la rotation de la vis au niveau lombaire

La seconde tige améliore la correction (poussant l'apex thoracique du côté convexe et tirant l'apex lombaire du côté concave) et stabilise le montage. La construction est suffisamment solide pour autoriser le lever précoce des patients sans support externe.

La reconstruction tridimensionnelle du rachis de chaque patient, depuis la septième vertèbre cervicale jusqu'au bassin, a été obtenue par une méthode stéréoradiographique (*Mitton et coll., 2000*). Pour cela, les radiographies frontales et sagittales, dans les temps pré et post opératoires à six jours, ont été prises à l'aide d'un dispositif de stéréoradiographie (voir Chapitre III section 1). Selon les définitions de la *Scoliosis Research Society* (*Stockes, 1994*), le repère global et le repère local (vertébral) sont construits. L'orientation vertébrale (par rapport au repère global) et l'orientation intervertébrale (la vertèbre supérieure par rapport à l'inférieure) sont ensuite calculées en utilisant la séquence de rotation LSA (*Skalli et coll., 1995*) : Latérale, Sagittale et Axiale (voir Chapitre III section 3).
A partir du calcul de la Rotation Vertébrale Axiale, les vertèbres apicales (définies par le maximum de rotation) et les vertèbres neutres (minimum de rotation) sont déterminées (Figure 3-13). La somme des Rotations Intervertébrales Axiales (Σ RIA) est ensuite calculée dans les zones suivantes des courbures thoraciques et lombaires :

- Somme de la vertèbre neutre supérieure à la vertèbre apicale
- Somme de la vertèbre apicale à la vertèbre neutre inférieure
- Somme (en valeur absolue) de la vertèbre neutre supérieure à la vertèbre neutre inférieure

De plus, la Rotation Vertébrale Axiale des vertèbres apicales et les sommes des Rotations Intervertébrales Axiales sont évaluées dans les temps pré et post opératoires (respectivement $\Sigma\,RIA_{preop}$ et $\Sigma\,RIA_{postop}$). La correction (angulaire et en pourcentage) est alors calculée et notamment un indice spécifique (*Steib et coll., 1999*) correspondant à la réduction des rotations intervertébrales le long de la courbure:

$$\frac{\sum RIA_{preop} - \sum RIA_{postop}}{\sum RIA_{preop}} \times 100$$

Cet indice correspond à la « détorsion » de la courbure et son calcul est indépendant du repère de référence de la mesure (rotation par rapport au bassin, par rapport à la ligne médiale du corps, par rapport à la vertèbre neutre) puisqu'il s'agit d'un paramètre comparatif.

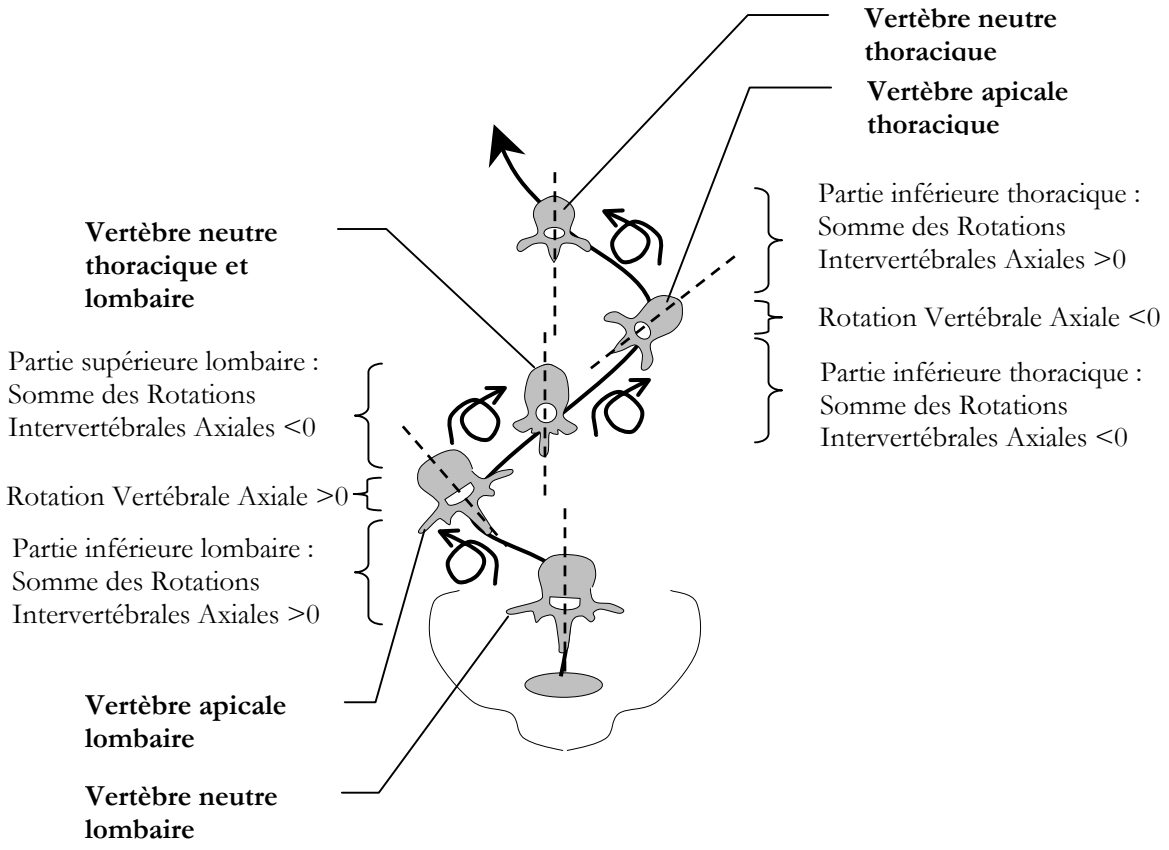


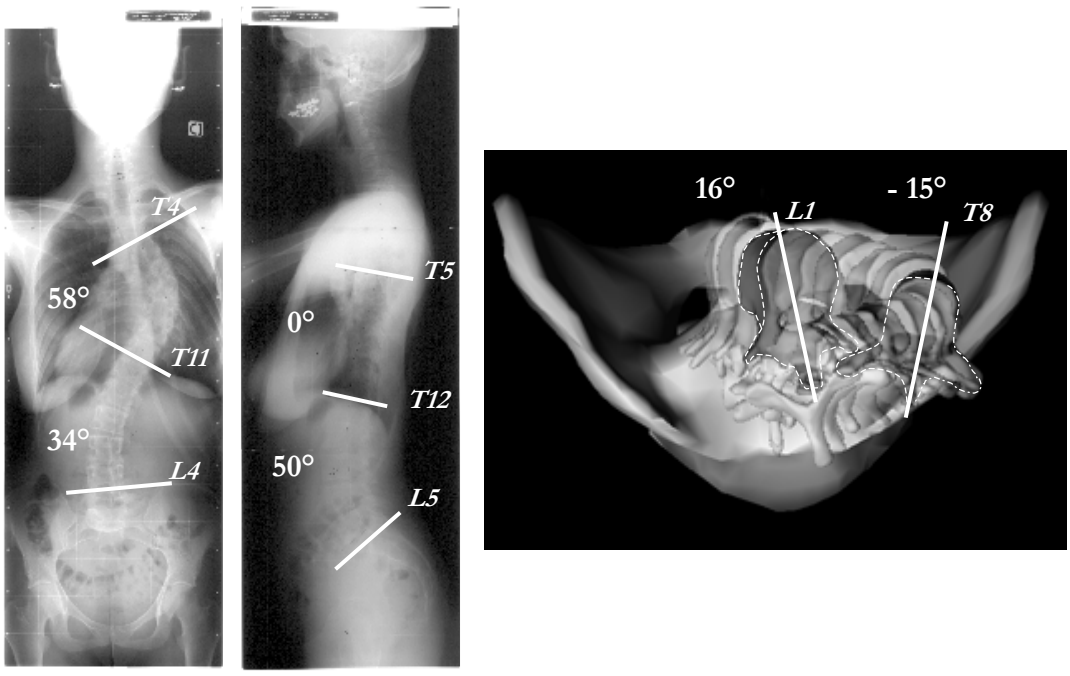
Figure 3-13 : Rotation Vertébrale et Intervertébrale Axiale
Vertèbres apicales et neutres des courbures thoraciques et lombaires

4.3 Résultats

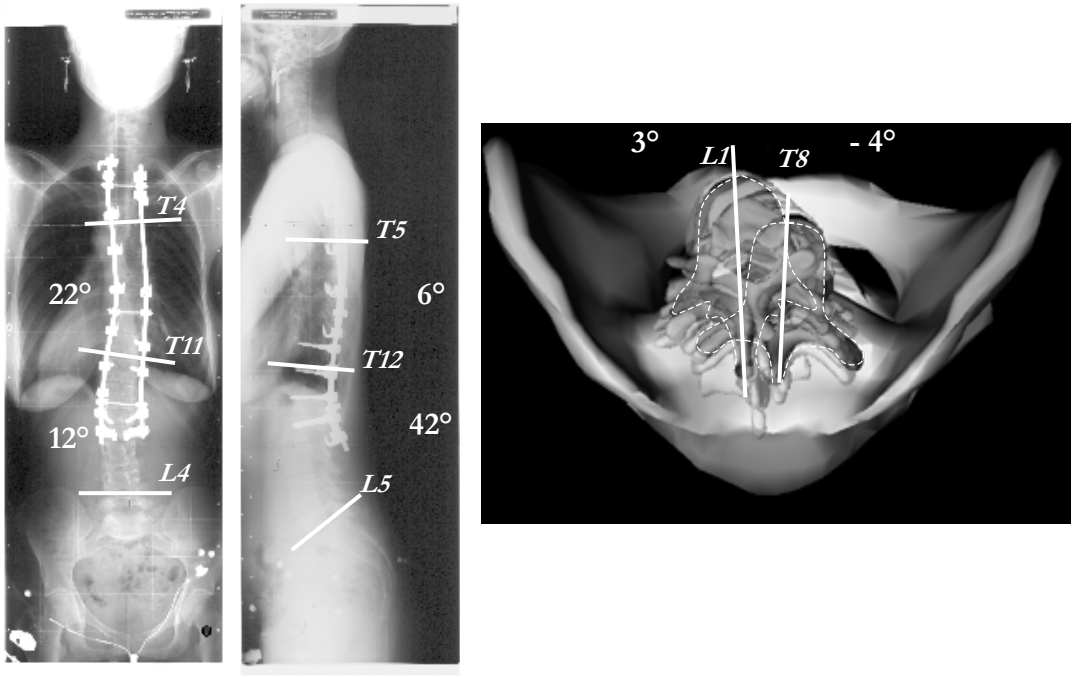
La Figure 3-14 présente les radiographies (frontale et sagittale) et les reconstructions tridimensionnelles (en vue de dessus) pour l'un des patients.

Contrairement à la forme typique des courbures thoraciques (Chapitre III section 3 et Figure 3-13), trois scolioses dégénératives ont présenté un apex lombaire tourné vers la droite (Rotation Vertébrale Axiale <0). Dans ces cas, la convention de signe à été inversée dans le but de conserver une analyse aisée.

Pour la Rotation Vertébrale Axiale des vertèbres apicales, les valeurs pré et post opératoires et les corrections correspondantes (en degré et en pourcentage) sont données dans le Tableau 3-6.
La Rotation Vertébrale Axiale moyenne est de –21° et 19° pour les vertèbres apicales thoraciques et lombaires. Le pourcentage de correction de la Rotation Vertébrale Axiale est respectivement de 61% et 65%.



a)



b)

Figure 3-14 : Radiographies (frontale et sagittale) et reconstruction tridimensionnelle (en vue de dessus) d'un patient scoliotique : Angle de Cobb, cyphose, lordose, rotation axiale des vertèbres apicales
a) Mesures pré opératoire (Σ $RIA_{thoracique}$ = 40° et Σ $RIA_{lombaire}$ = 26°)
b) Mesures post opératoire (Σ $RIA_{thoracique}$ = 12° et Σ $RIA_{lombaire}$ = 1°)

Tableau 3-6 : Rotation Vertébrale Axiale (moyenne et [plage de valeurs])
Valeurs pré et post opératoires et correction (en degré et pourcentage)
pour les vertèbres apicales thoraciques et lombaires

	Apex Thoracique	Apex Lombaire
Nombre de scolioses	12	20
Pré Opératoire (en degré)	-21 [-29 -15]	19 [5 22]
Post Opératoire (en degré)	-8 [-18 0]	6 [-6 11]
Correction (en degré)	12 [6 22]	-14 [-23 1]
Correction (en %)	61 [26 100]	65 [18 132]

Pour les sommes des Rotations Intervertébrales Axiales les valeurs pré et post opératoires et les corrections correspondantes (en degré et en pourcentage) sont données dans le Tableau 3-7. La somme correspondant à la totalité de la courbure thoracique est de 38° et 30° pour la courbure lombaire. La correction (pourcentage de détorsion) est respectivement de 52% et 85%.

Tableau 3-7 : Somme des Rotations Intervertébrales Axiales (moyenne et [plage de valeurs])
Valeurs pré et post opératoires et correction (en pourcentage)
pour les parties supérieures, inférieures et la totalité des courbures thoraciques et lombaires

	Courbe thoracique			Courbe Lombaire		
	Partie supérieure	Partie inférieure	Totalité de la courbure	Partie supérieure	Partie inférieure	Totalité de la courbure
Pré Opératoire (en degré)	23 [13 37]	-15 [-23 -5]	38 [26 56]	-19 [-37 1]	11 [2 26]	30 [5 61]
Post Opératoire (en degré)	11 [0 25]	-7 [-19 2]	18 [-2 40]	-5 [-18 5]	2 [-11 16]	8 [-16 34]
Correction (en %)			52 [-33 106]			85 [29 154]

Dans la courbure thoracique comme la courbure lombaire, la somme des Rotations Intervertébrales Axiales est plus élevée dans la partie supérieure que dans la partie inférieure de la courbe.

En pré opératoire, la somme des Rotations Intervertébrales Axiales pour la totalité de la courbure est très significativement corrélée (test de Fisher) à la Rotation Vertébrale Axiale de l'apex ($p<0,0001$), que se soit dans la courbe thoracique ($n=12$) ou lombaire ($n=20$). Par ailleurs, les mesures thoraciques et lombaires sont également corrélées (en considérant la Rotation Vertébrale Axiale de l'apex, $p=0,0002$ et en considérant la somme des Rotations Intervertébrales Axiales pour la totalité de la courbure, $p=0,0005$).

4.4 Discussion

La technique du cintrage in situ cherche à corriger la scoliose en déplaçant les vertèbres dans l'espace, sans aucune action de compression ou de distraction.
D'après l'analyse théorique de la cinématique des vertèbres au cours de la chirurgie (*Steib,1994 ; Roussouly et coll., 1995*), le mouvement des vertèbres thoraciques dans la technique du modelage in situ est circulaire, avec un axe de rotation postérieur à la vertèbre qui diffère du mouvement obtenu avec la rotation de la tige (axe de rotation antérieur) et du mouvement en ligne droite obtenu avec une technique de translation (Figure 3-15).

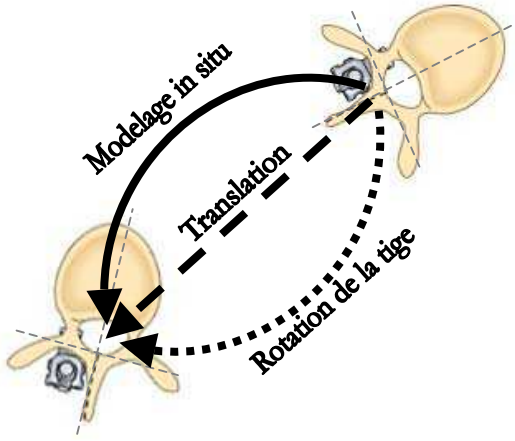


Figure 3-15 : Mouvement de correction de la vertèbre thoracique
avec les techniques de modelage in situ, de translation et de rotation de la tige

Au niveau lombaire, la rotation de la vis (associée au cintrage de la tige) permet le mouvement de la vertèbre vers l'avant sans l'aggravation de la rotation axiale que l'on peut observer pendant la translation ou la rotation de la tige (Figure 3-16). Les forces appliquées pendant la correction tendent à faire tourner la vis dans le mauvais sens (autour d'un l'axe placé en postérieur du côté convexe).

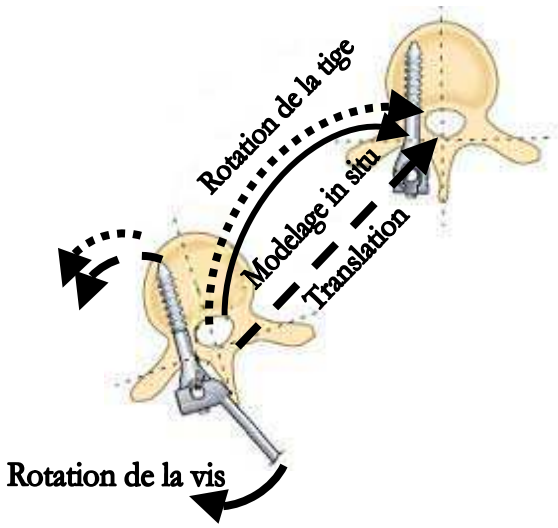


Figure 3-16 : Mouvement de correction de la vertèbre lombaire
avec les techniques de modelage in situ, de translation et de rotation de la tige

Le mouvement des vertèbres thoraciques et lombaires se fait selon un trajet « naturel » suivant l'évolution de la pathologie en chemin inverse. On peut penser que le respect du « trajet de la pathologie » permet d'obtenir une meilleure correction, avec moins d'efforts exercés sur la vertèbre, entraînant un risque neurologique moindre (*Steib, 1994*).

Certains auteurs ont étudié la forme de la scoliose idiopathique d'un point de vue qualitatif, en termes de rotation axiale vertébrale et surtout intervertébrale (*Perdriolle, 1979 ; Dubousset, 1994*). Cette mesure peut être un indice efficace de la sévérité d'une scoliose et de son évolution (*Perdriolle et Vidal, 1985*). La Rotation Vertébrale Axiale de l'apex est le résultat de déplacements locaux, siégeant tout au long de la courbure. Ainsi, l'anatomie de la scoliose peut être vue comme un empilement de Rotations Intervertébrales Axiales. En partant de l'apex thoracique, les vertèbres supérieures tournent dans le sens horaire et les vertèbres inférieures dans le sens anti-horaire jusqu'à atteindre les vertèbres neutres (supérieure et inférieure de la courbure). Au delà de ces vertèbres, les sens des rotations intervertébrales est conservé jusqu'à l'apex suivant.

Cette description est valable pour toutes les scolioses, idiopathiques et dégénératives, de la présente étude. Dans les courbures dégénératives, l'apex lombaire peut parfois être tourné vers la droite du patient (contrairement à la forme plus classiquement rencontrée chez les scolioses idiopathiques). Alors, bien que le sens des rotations horaires et anti-horaires soit inversé, la description précédente reste la même.
La somme des Rotations Intervertébrales Axiales a été calculée dans cette étude et apparaît comme un indice pertinent dans l'analyse de la scoliose. Cet indice a été mesuré en moyenne entre 30° et 38° pour la totalité d'une courbure (lombaire et thoracique). Comme attendu, cette somme est très fortement corrélée à la valeur de la Rotation Vertébrale Axiale de l'apex. Cependant une asymétrie systématique entre la partie supérieure et la partie inférieure des courbures a été observée : la somme des Rotations Intervertébrales Axiales est plus élevée dans la partie supérieure de la courbure. Cet aspect doit être approfondi et notamment ses implications au moment de la chirurgie.

La correction chirurgicale moderne se veut tridimensionnelle. Néanmoins, la réduction dans le plan axial reste nuancée : de 1° à 5° (moins de 25%) avec les techniques de translation et de rotation de la tige, lorsque la Rotation vertébrale Axiale de l'apex thoracique est mesurée dans la radiographie frontale (*Wojcik et coll., 1990 ; Aronson et coll., 1996 ; Delorme et coll., 2000*). Il faut noter que la précision de la mesure radiologique (*Perdriolle, 1979 ; Stokes et coll., 1986*) est reconnue limitée, de l'ordre de 5° (*Russell et coll., 1990*).
Concernant la technique de translation (avec des fils sous-laminaires), des études par tomographie axiale de la rotation de la vertèbre apicale ont démontré 1,9° de correction moyenne (par rapport à la vertèbre neutre, *Marchesi et coll., 1992*) et 4,2° (par rapport au bassin, *Wood et coll., 1997*). Concernant la technique de rotation de la tige, la même évaluation de la correction a démontré de 1° à 3,6° (par rapport au plan sagittal, *Ecker et coll., 1988 ; Cundy et coll., 1990 ; Gray et coll.,1991 ; Lenke et coll., 1992 ; Moens et coll., 1995*) et de 0,4° à 4,5° (par rapport au bassin, *Wood et coll., 1991 ; Steib et Mosyes, 1993, Cole et coll., 1997*). Des mesures per opératoires ont démontré pour certains une absence de correction (*Labelle et coll., 1995*), pour d'autres, une aggravation de la rotation axiale de la vertèbre apicale de –1,9° à –9° (*Sawatsky et coll, 1998 ; Lecire Lilloni et coll., 1999*). Il faut noter qu'aussi bien les mesures en tomographie axiale qu'en per opératoires sont réalisées le patient étant couché, ce qui n'est pas une position sous charge.

Dans la présente étude, les mesures obtenues (en position debout) par la stéréoradiographie sont tridimensionnelles. La correction des vertèbres apicales est en moyenne de 12° (61%) au niveau thoracique et de –14° (65%) au niveau lombaire.

La correction de la Rotation Vertébrale Axiale reste cependant une évaluation locale tandis que la somme des Rotations Vertébrales Axiales permet de considérer la « détorsion » de l'ensemble de la courbure. La Rotation Intervertébrale Axiale est rarement mesurée mais permet de s'affranchir du problème de la référence de la rotation (par rapport au plan sagittal, au bassin, à la vertèbre neutre ou autre) car il s'agit d'un paramètre comparatif. Le calcul de la somme des ces rotations intervertébrales et du pourcentage de correction a été proposé dans une étude précédente par tomographie axiale sur des courbures lombaires (*Steib et coll., 1999*). Alors, la « détorsion » avait été évaluée à 15% pour la technique de rotation de la tige et à 54% pour le modelage in situ.
Dans la présente étude, la correction de la somme des Rotations Intervertébrales Axiales dans la totalité de la courbure est en moyenne de 85% au niveau lombaire et de 52% au niveau thoracique. Cette différence s'explique par la rotation des vis lombaires alors que les crochets thoraciques ne font que suivre le mouvement de la tige. L'utilisation d'un implant bipédiculaire (*Balabaud et coll., 2002*) devrait améliorer la correction thoracique.
Les résultats présents (obtenus par une mesure en position debout) sont supérieurs aux résultats de l'étude précédente (*Steib et coll., 1999*) effectuée par tomographie axiale, en position couchée, ce qui donne une sous-estimation de la rotation axiale en pré opératoire. Par conséquent, la somme des Rotations Intervertébrales Axiales, mesurées en position debout (par une méthode stéréoradiographique) semble une évaluation tridimensionnelle pertinente des effets d'une chirurgie sur la déformation scoliotique.

4.5 Conclusion

Les rotations axiales vertébrales et intervertébrales sont essentielles dans l'analyse de la scoliose mais restent des points controversés dans l'évaluation de la correction chirurgicale. La mesure de la rotation axiale (et de l'ensemble des orientations tridimensionnelles) peut être effectuée en clinique à partir de la reconstruction du rachis et du bassin des patients, reconstruction obtenue lors de stéréoradiogaphies pré et post opératoires. La somme des rotations intervertébrales axiales peut alors être calculée et semble un indice prometteur pour évaluer, d'une part, la sévérité de la courbure et, d'autre part, l'efficacité d'une correction chirurgicale. En ces termes, une détorsion notable de 52% (au niveau thoracique) et 85% (au niveau lombaire) a été observée avec la technique du modelage in situ.

Des études de ce type doivent être menées pour le suivi de l'évolution des scolioses en pré opératoire, pour le résultat post opératoire à long terme et pour l'évaluation des différents traitements orthopédiques et chirurgicaux.

Une fois évalués les résultats de la chirurgie entre les temps pré et post opératoires, il semble intéressant d'analyser l'opération elle même.

La simulation de la correction par la technique du modelage in situ a été menée sur un patient hypercyphotique et l'un des patients scoliotiques précédemment étudiés. Le modèle global du *Laboratoire de Biomécanique* (comportant le bassin, les facettes articulaires, …) et personnalisé géométriquement et mécaniquement a été mis en œuvre et les spécificités de la technique ont été modélisées : comportement plastique de la tige, applications de plusieurs cintrages successifs.
Ce travail est le fruit d'une très étroite collaboration avec Virginie Lafage, doctorante au *Laboratoire de Biomécanique* (dont la thèse est focalisée sur la simulation par éléments finis de la correction des scolioses) et avec Yoann Lafon, étudiant en DEA.
Ce travail a fait l'objet d'une présentation à un congrès international, *Computer Assisted Radiology and Surgery*, à Paris, en juin 2002.

5 Simulation en éléments finis de la correction des déformations du rachis par la technique du modelage in situ

5.1 Introduction

Quelle que soit la technique chirurgicale étudiée, les points essentiels à analyser sont, dans un premier temps, la stratégie opératoire (sélection des niveaux de fusion et de la répartition des implants), dans un deuxième temps, le type d'implants utilisé et ses spécificités (crochets pédiculaires, transversaires, laminaires, ou pinces, vis, fils sous-laminaires) et dans un dernier temps, la technique chirurgicales (distraction, translation, rotation de la tige ou modelage in situ). Dans cet objectif, la simulation en éléments finis de la chirurgie est un outil pertinent de compréhension des phénomènes mis en jeu lors de la correction, de prédiction des effets de la chirurgie et de comparaison entre les différentes techniques ou entre différentes options au sein d'une même technique.

La simulation de différentes techniques chirurgicales a été proposée par quelques auteurs (*Schultz et Hirsch, 1973* ; *Ghista et coll., 1988 ; Gardner-Morse et Stokes, 1993 ; Stokes et Gardner-Morse, 1993 ; Leborgne, 1998 ; Poulin et coll., 1998*). Cependant toutes ces simulations ne présentent pas la même pertinence (modèles théoriques, 2D, cinématiques) et le degré de validation reste souvent limité. Notamment, la mise en oeuvre de modèles globaux tridimensionnels du rachis et personnalisés (pour chaque patient) reste limitée. La personnalisation des modèles nécessite d'obtenir d'une part, la géométrie tridimensionnelle du rachis et d'autre part d'évaluer les spécificités mécaniques (altérations liées à la pathologie) pour chaque patient. La validation de la simulation nécessite une mesure de référence du mouvement des vertèbres au cours de la chirurgie ou de leurs positions finales.

L'approche proposée par le *Laboratoire de Biomécanique*, en lien étroit avec *l'Hôpital St Vincent de Paul–Paris*, a consisté à déterminer la géométrie 3D du modèle à partir de reconstructions stéréoradiographiques pré opératoires tandis que la reconstruction post opératoire et des mesures per opératoires permettent la validation. Le modèle, bien que global, comporte explicitement les disques intervertébraux les ligaments postérieurs (transversaires et épineux), les facettes articulaires. La personnalisation mécanique est basée sur la prise en compte des radiographies en inclinaisons latérales (qui sont utilisées en clinique pour la détermination de la mobilité des disques intervertébraux). Par méthode inverse, les propriétés mécaniques du disque sont alors

ajustées jusqu'à obtenir une simulation du mouvement d'inclinaison cohérente avec la mesure radiographique.
Cette approche a permis de simuler la correction des scolioses par la technique de rotation de la tige (par instrumentation Cotrel-Dubousset), sur un cas réel, avec une d'erreur sur l'angulation des vertèbres (entre la simulation et la mesure per opératoire) inférieure à 4° (*Leborgne, 1998 ; Leborgne et coll., 1999*). Cette approche a également permis de simuler plusieurs stratégies de chirurgies (*Lafage et coll., 2001*).

L'objectif de cette étude, en partenariat avec les *Hôpitaux Universitaires de Strasbourg*, est d'utiliser ce modèle personnalisé et validé afin de simuler la technique du modelage in situ dans le cas d'une correction de cyphose et de scoliose.

5.2 Matériels et Méthodes

5.2.1 Données cliniques

Un patient cyphotique (âgé de 30 ans, avec un angle de cyphose de 50°) et un patient scoliotique (âgé de 34 ans, avec courbure thoracique droite et un angle de Cobb de 58°) ont été opérés aux *Hôpitaux Universitaires de Strasbourg* avec la technique du modelage in situ (et l'instrumentation *Spinal Clip System*, Eurosurgical, Beaurains, France).

Les radiographies frontales et sagittales, dans les temps pré et post opératoires à six jours, ont été prises à l'aide d'un dispositif de stéréoradiographie (voir Chapitre III section 1) afin d'obtenir la reconstruction tridimensionnelle du rachis (depuis la première vertèbre thoracique jusqu'au bassin). Un point supplémentaire, correspondant à la position du centre de l'occiput, est reconstruit en 3D. Des radiographies (standards) du patient cyphotique en hyper-extension et du patient scoliotique en inclinaison latérale droite ont également été acquises.

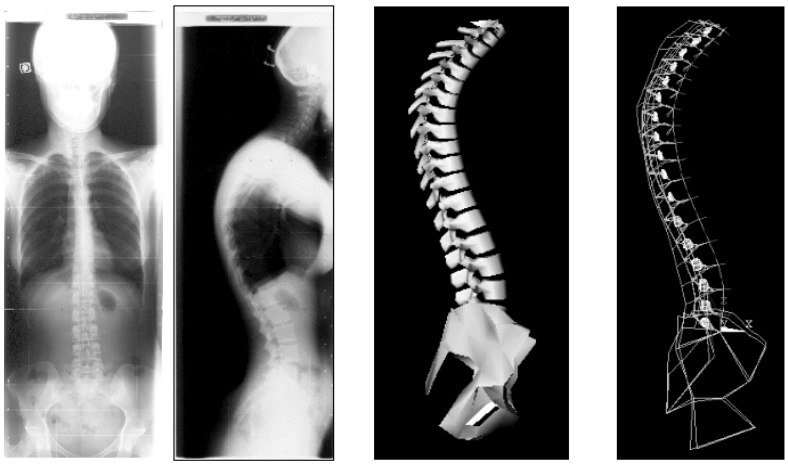
5.2.2 Analyse tridimensionnelle et plane des radiographies

La reconstruction tridimensionnelle pré et post opératoire est obtenue en utilisant la technique NSCP (*Mitton et coll., 2000*). Puis les orientations vertébrales (par rapport au repère global) sont calculées (Chapitre III sections 2, 3, 4) en utilisant la séquence de rotation LSA (*Skalli et coll., 1995*). La ligne spinale (lignes joignant les centres des corps vertébraux) est également calculée en 3D.

Pour la radiographie en extension, la Rotation Vertébrale Sagittale (projetée) et la ligne spinale dans le plan sagittal sont mesurés. De même pour la radiographie en inclinaison latérale, la Rotation Vertébrale Latérale (projetée), la Rotation Vertébrale Axiale (avec la méthode de *Perdriolle, 1979*) et la ligne spinale dans le plan frontal sont mesurées.

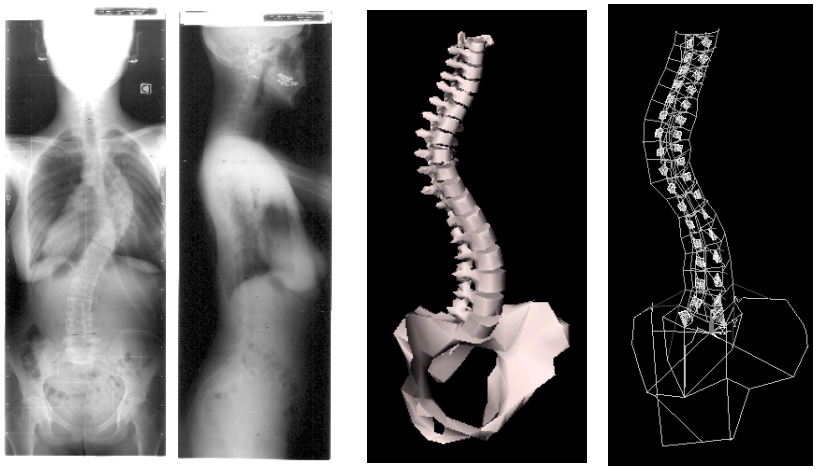
5.2.3 Modèle personnalisé en éléments finis

Le modèle en éléments finis est construit (Ansys 6.0) à partir de la géométrie (de T1 jusqu'au bassin) directement extraite de la reconstruction stéréoradiographique (Figure 3-17 et 3-19) :



a) b) c)

Figure 3-17 : Patient cyphotique a) Radiographies frontales et latérales pré opératoires
b) Reconstruction 3D c) Modèle en éléments finis personnalisé



a) b) c)

Figure 3-18 : Patient scoliotique a) Radiographies frontales et latérales pré opératoires
b) Reconstruction 3D c) Modèle en éléments finis personnalisé

Dans ce modèle global (*Leborgne, 1998*), les éléments osseux (corps vertébral, apophyse transverse et épineuse…), les ligaments postérieurs (jaunes, inter-épineux, sur-épineux, inter-transversaires) et le disque intervertébral sont représentés par des poutres élastiques. Les facettes articulaires sont modélisées par des éléments de contact surfaciques. Le bassin (éléments osseux, ligaments ilio-lombaires et facettes articulaires) est également construit tandis que le rachis cervical correspond à une simple poutre entre T1 et C0. La cage thoracique n'est pas construite.

Le mouvement d'hyper-extension ou d'inclinaison latérale est ensuite simulé. Les positions du bassin et de T1, mesurées dans la radiographie sont imposées au modèle et sa réponse en terme de ligne spinale et d'orientation vertébrale est comparée à la configuration réelle (dans le cliché). L'erreur évaluée en terme de rotations vertébrales et de ligne spinale est définie comme acceptable si elle reste inférieure à 10° et 10 mm. Dans le cas inverse, les propriétés mécaniques sont modifiées et le mouvement est simulé de nouveau. Ce processus est répété jusqu'à obtenir des erreurs acceptables.

5.2.4 Simulation de la chirurgie

Les préparations chirurgicales sont considérées dans un premier temps.
Le chirurgien procède à la résection des facettes articulaires dans la partie qui sera instrumentée. Ce geste est destiné à améliorer la mobilité des vertèbres, à permettre la mise en place de crochets pédiculaires le cas échéant et à obtenir une fusion postérieure des vertèbres. Dans le même temps, il peut procéder à la résection des apophyses épineuses, pour les mêmes raisons de mobilité, de mise en place d'implants (notamment les dispositifs de traction transverse entre les deux tiges) et de fusion (cet os servira d'autogreffe en complément du greffon pris dans l'aile iliaque). Les éléments correspondants du modèle sont simplement supprimés.
Le patient est également placé sur la table d'opération, couché sur le ventre. Dans cette position, l'agrandissement (par rapport à la position debout) a été évalué de l'ordre de 30 mm sur un ensemble de patients. Ce déplacement est imposé au modèle (au niveau de C0) tandis que le bassin est en appui sur les épines iliaques antéro-supérieures (EIAS).

A cette étape, l'instrumentation du patient est considérée.
Les vertèbres stratégiques et la disposition des implants sont désignées par le chirurgien. Au niveau des vertèbres instrumentées, une poutre attachée au nœud représentant le pédicule est construite pour modéliser l'implant (qu'il soit une vis ou un crochet).

Dans le principe de la technique chirurgicale, la mise en place de la tige (qui sera ensuite cintrée in situ) se fait sans action de correction, à la forme de la déformation. Dans le modèle, une spline passant par tous les implants est calculée puis maillée avec des éléments plastiques (bilinéaires).
Tous les implants sont fermés par le chirurgien à l'aide d'un clip qui permet une liaison de type pivot glissant avec la tige. Les deux degrés de libertés correspondants (rotation autour de la tige et translation le long de la tige) sont construits dans le modèle.
Le chirurgien serre ensuite l'implant supérieur pour éviter les mouvements parasites de la tige pendant la correction. A ce niveau la tige et l'implant sont solidaires dans le modèle.

Les manœuvres de correction du modelage in situ sont ensuite considérées.
Le modelage de la tige est effectué à l'aide de deux fers à cintrer, placés de part et d'autre d'un implant. Le chirurgien procède au cintrage de manière itérative dans le plan frontal et sagittal, à différents niveaux successifs. Une action de cintrage est modélisée par deux moments opposés (de l'ordre de 25 Nm) appliqués sur la tige des deux côtés d'un implant (à environ 15 mm).
A ce niveau le comportement plastique de la tige joue un rôle primordial et le chargement est supprimé à la fin de chaque cintrage, avant de passer au suivant (afin de prendre en compte le retour élastique de la tige et son écrouissage au cours de la correction). Le signe des moments donne le sens du cintrage imposé à la tige (concave ou convexe par rapport aux fers).
L'ordre des niveaux à cintrer et des plans dans lesquels s'effectuent les cintrages est déterminé par la stratégie du chirurgien.
Une correction particulière en niveau lombaire peut être effectuée par le chirurgien dans les cas où une Rotation Vertébrale Axiale est existante. Les vertèbres instrumentées par une vis sont alors tournées vers l'intérieur en prenant appui sur l'implant à l'aide d'un levier spécifique. Ce déplacement particulier (rotation de la vis) est alors imposé au modèle.
Une correction supplémentaire est obtenue en fin de chirurgie (avant le serrage des implants) par l'horizontalisation des implants (les implants bilatéraux d'une vertèbre sont ajustés au même niveau). Les déplacements correspondants sont imposés au modèle.
Le serrage des implants et la mise en place des dispositifs de traction transverse n'ont pas d'action de correction et ne sont pas simulés.

La stratégie opératoire est enfin considérée, définie par le chirurgien et différente pour la correction de la cyphose et de la scoliose.

Pour la correction de la déformation sagittale seule, les deux tiges sont placées simultanément et les cintrages se font de manière bilatérale dans le plan sagittal, en commençant par la partie supérieure et en descendant progressivement le long des tiges.
Pour la correction de scoliose, la tige de travail est concave dans la courbure thoracique et convexe dans la courbure lombaire. Les cintrages sont d'abord appliqués dans le plan frontal à l'apex puis au dessus et en dessous, ensuite dans le plan sagittal toujours dans la zone apicale, enfin de retour dans le plan frontal. La deuxième tige est mise en place puis elle même cintrée dans la plan sagittal au niveau de l'apex. La toute dernière étape correctrice est l'horizontalisation des implants.

Le Tableau 3-8 donne le résumé des différents éléments de la simulation.

5.2.5 Aspects de la modélisation de la tige

La tige est modélisée par un élément BEAM189 (Ansys 6.0), supportant la plasticité. La loi de comportement est considérée comme bilinéaire, de module tangent nul et l'écrouissage est supposé cinématique. L'élément utilisé est une poutre à trois nœuds, six degrés de liberté par nœuds, se basant sur la théorie des poutres de Timoshenko. Il supporte les grands déplacements et les grandes déformations. Le cisaillement reste limité à une formulation linéaire.
La géométrie et la mécanique sont imposées par l'instrumentation utilisée par le chirurgien (*Spinal Clip System*, Eurosurgical, Beaurains, France). Les poutres suivent ainsi la section des tiges de 6 mm et la longueur a été choisie de 10 mm afin de pouvoir modéliser l'action rapprochée des fers à cintrer (de part et d'autre d'un implant) tout en respectant un modèle de type poutre. Les données constructeur des tiges en acier inox sont un module d'Young de 210 000 MPa et une contrainte limite élastique de 480 MPa.

Tableau 3-8 : Modélisation de la chirurgie

Etape de la chirurgie	**Action du chirurgien**	**Modélisation**	
		Construction	**Condition aux limites**
Préparations chirurgicales	Résection des facettes articulaires	Suppression des éléments	
	Résection des facettes articulaires	Suppression des éléments	
	Patient placé sur la table		Déplacement de 30 mm appliqué à C0 Appuis sur les EIAS
Instrumentation (disposition des implants définie par le chirurgien)	Mise en place des implants	Poutres attachées aux nœuds représentant les pédicules	
	Mise en place d'une tige sans action de correction	Spline passant par les extrémités des implants puis maillage avec des éléments bilinéaires	
	Fermeture des implants avec le clip	Deux degré de liberté implants/tige	
	Point fixe à l'extrémité supérieure	Couplage implant supérieur/tige	
Modelage in situ (ordre des plans et des niveaux où corriger défini par le chirurgien)	Cintrage de la tige		Deux moments opposés (25 Nm) appliqués à la tige de part et d'autre d'un implant (à 15 mm) Suppression du chargement Appuis sur les EIAS et C0
	Rotation de la vis (niveau lombaire)		Déplacement appliqué à l'extrémité interne de l'implant Appuis sur les EIAS et C0
	Horizontalisation de l'implant		Déplacement appliqué à l'extrémité externe de l'implants Appuis sur les EIAS et C0

5.2.5 Validation de la simulation

Après simulation, la configuration obtenue est comparée à la reconstruction 3D post opératoire. L'évaluation est réalisée en termes de ligne spinale et d'orientations vertébrales. Ces résultats sont exprimés dans le repère spinal (où l'axe Z est définit dans la direction du rachis, selon le vecteur S1-T1) ce qui permet de comparer une mesure en position couchée (fin de simulation) avec une mesure en position debout post opératoire (reconstruction 3D).

5.3 Résultats

D'un point de vue qualitatif, la simulation de la correction chirurgicale (cyphose et scoliose) par modelage in situ a donné les observations suivantes, cohérentes avec ce qui à pu être constaté pendant l'opération :

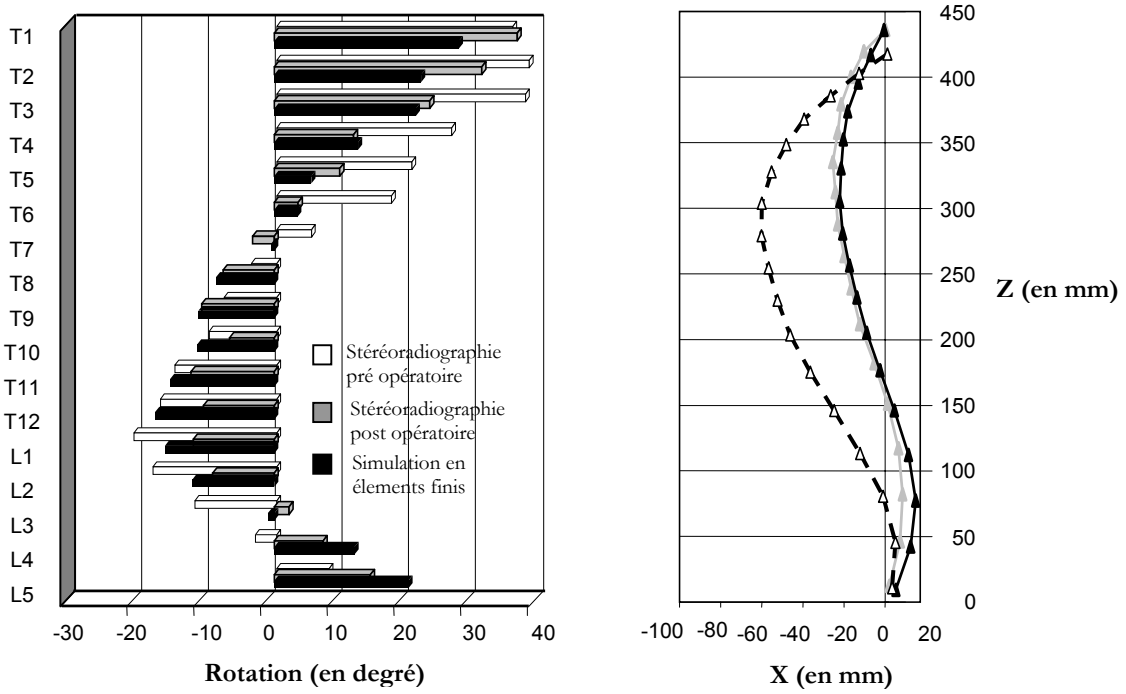
- La mise en position couchée du patient réduit passablement les courbures
- La réduction par modelage in situ est progressive (ouverture graduelle de la courbure)
- Les tiges présentent un retour élastique après chaque cintrage
- Le bassin est mis en flexion (sur la table) quand les cintrages sont au niveau lombaire

D'un point de vue quantitatif, la comparaison entre le résultat de la simulation et la mesure stéréoradiographique post opératoire est donnée dans le tableau suivant (Tableau 3-9) :

Tableau 3-9 : Comparaison entre la simulation et la reconstruction 3D post opératoire : Ecarts moyens et maximaux de rotation vertébrale (latérale, sagittale et axiale) et de ligne spinale (dans le plan frontal et le plan sagittal)

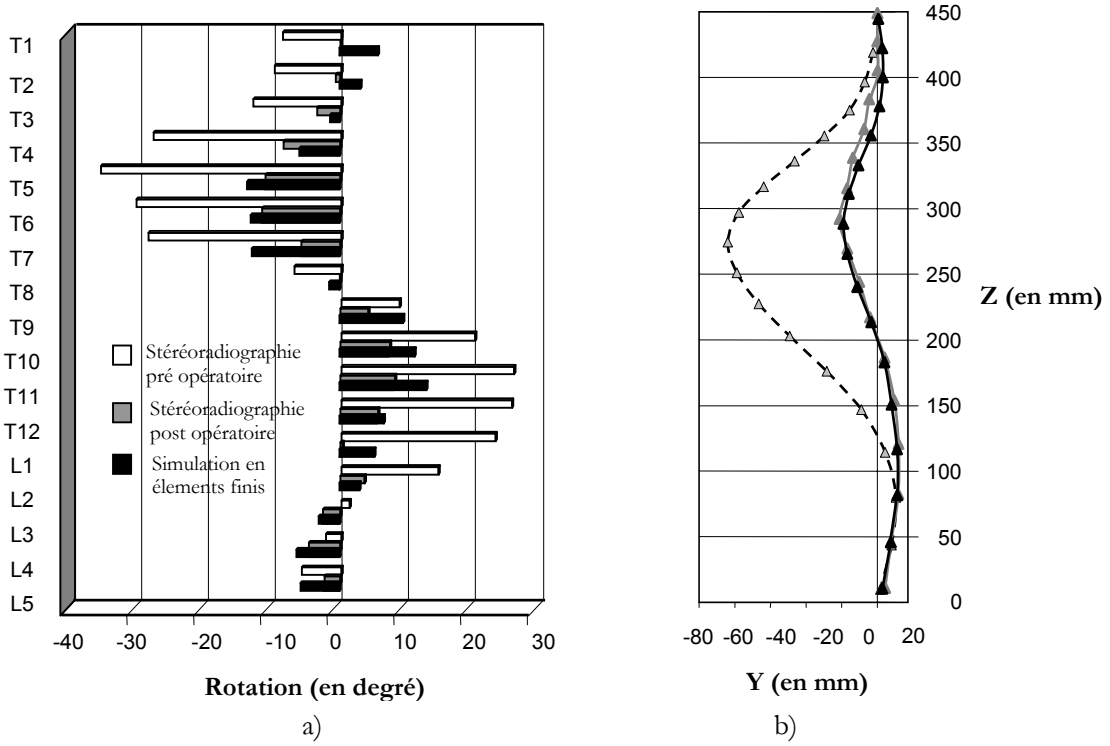
		Rotation Vertébrale Latérale	Rotation Vertébrale Sagittale	Rotation Vertébrale Axiale	Ligne spinale dans le plan Frontal	Ligne spinale dans le plan Sagittal
Cyphose	Moyenne		4°			5 mm
	Maximum		(9°)			(10 mm)
Scoliose	Moyenne	3°	4°	5°	1mm	4 mm
	Maximum	(7°)	(9°)	(11°)	(4 mm)	(7 mm)

La configuration simulée et la mesure stéréoradiographique pré et post opératoire sont présentées dans les figures suivantes (Figure 3-19, Figure 3-20, Figure 3-21 et Figure 3-22) :



a) b)

Figure 3-19 : Patient cyphotique
Configuration simulée et mesures stéréoradiographiques pré et post opératoires
a) Rotation Vertébrale Sagittale b) Ligne Spinale dans le plan Sagittal



a) b)

Figure 3-20 : Patient scoliotique
Configuration simulée et mesures stéréoradiographiques pré et post opératoires
a) Rotation Vertébrale Latérale b) Ligne Spinale dans le plan Frontal

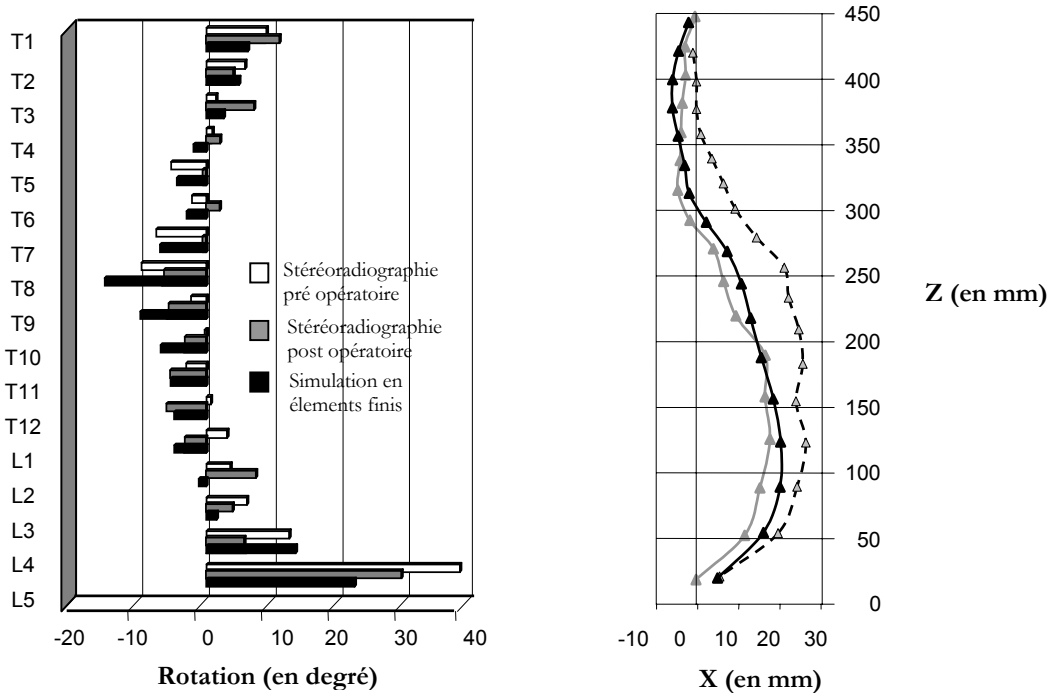


Figure 3-21 : Patient scoliotique
Configuration simulée et mesures stéréoradiographiques pré et post opératoires
a) Rotation Vertébrale Sagittale b) Ligne Spinale dans le plan Sagittal

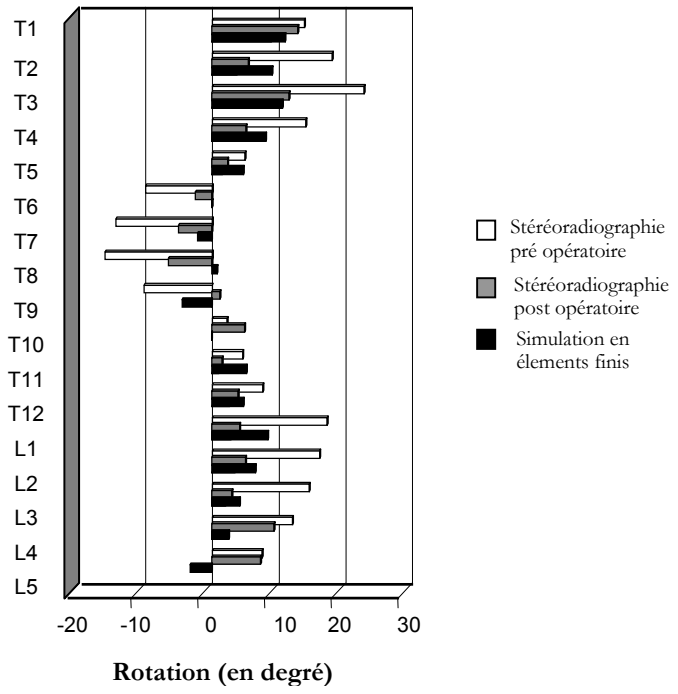


Figure 3-22 : Patient scoliotique
Configuration simulée et mesures stéréoradiographiques pré et post opératoires
Rotation Vertébrale Axiale

5.4 Discussion

La simulation des corrections chirurgicales du rachis été réalisée avec des modèles globaux, le plus souvent théoriques, 2D, cinématiques… Les deux techniques chirurgicales étudiées sont la distraction et la rotation de la tige. Pour la plupart de ces modèles, la personnalisation géométrique est réalisée, mais la personnalisation mécanique reste peu courante. De ce fait, la majorité de ses simulations présente un degré de validation limité.

Parmi ces simulations, les études tridimensionnelles, personnalisées et validées, sur cas réels, sont peu nombreuses. *Stokes et Gardner-Morse* (*1993*) ont proposé un modèle global (de type poutre linéaire) tiré de reconstructions stéréoradiographiques. Mais, seule l'équipe du *Laboratoire de Biomécanique* a proposé un modèle 3D personnalisé à la fois géométriquement (également par stéréoradiographie) et mécaniquement (par méthode inverse en simulant les mouvements d'inclinaison latérale du patient). *Leborgne* (*1998*) et *Lafage et coll.* (*2001*) ont montré que cette approche donne des résultats cohérents pour la simulation de la technique de rotation de la tige (par instrumentation Cotrel-Dubousset). Cette approche a été mise en œuvre dans la présente étude, complémentaire, sur la simulation de la technique de modelage in situ.

Concernant la simulation de chirurgie, les deux techniques chirurgicales, étudiées dans les simulations précédemment citées, sont la distraction et la rotation de la tige. Dans le premier cas, un déplacement est imposé aux crochets (à travers une élongation de la tige), dans le deuxième, une rotation de la tige de 90° est imposée. Dans la présente étude, la technique chirurgicale est basée sur une succession de déformations plastiques de la tige. La tige a donc été modélisée avec des éléments bilinéaires, autorisant la déformation plastique et l'écrouissage. Alors, des moments de flexion sont imposés successivement à la tige. Le chargement est relâché à chaque étape avant de passer à la suivante.
Ainsi, la présente étude montre la faisabilité d'un modèle global incluant en particulier le comportement plastique des implants et un chargement complexe (charges et décharges successives).

Concernant les méthodes de validation, le principe de comparer la simulation avec la reconstruction 3D post opératoire (obtenue par méthode stéréoradiographique) a été proposé par *Stokes et Gardner-Morse* (*1993*) mais seul des paramètres globaux étaient considérés (angle de Cobb, lordose, cyphose). *Leborgne* (*1998*) évalue, de plus, les rotations vertébrales en se basant sur des mesures per opératoires.

Dans la présente étude, les rotations vertébrales sont aussi évaluées, mais à partir des reconstructions 3D post opératoires. Pour cela, le repère spinal a été construit de manière à comparer une mesure en position couchée (fin de simulation) avec une mesure en position debout.

Concernant les résultats de simulation, pour le modèle de *Stokes et Gardner-Morse* (*1993*), certains paramètres simulés sont cohérents avec la mesure (angle de Cobb, élongation du rachis), d'autres sont en contradiction (angle de cyphose). Les auteurs mentionnent à ce propos la nécessité d'une personnalisation mécanique. Pour le modèle personnalisé mécaniquement (*Leborgne, 1998*), l'écart entre la simulation et la mesure per opératoire reste inférieure à 4° (pour l'angulation des vertèbres).
La présente étude sur la correction d'une cyphose et d'une scoliose représente des résultats préliminaires prometteurs. L'erreur maximale reste de l'ordre de 10° (pour les rotations vertébrales) et de l'ordre de 10 mm pour les lignes spinales. Ces erreurs légèrement plus élevées que celles documentées par *Leborgne* (*1998*) peuvent être dues à la méthode de validation (stéréoradiographie vs. mesures per opératoires) et à la simulation elle même. Dans le cas de la simulation de rotation de la tige, la géométrie de la tige est tirée de la mesures post opératoire et la rotation est connue, de 90°. Dans le cas de la simulation du modelage in situ, la géométrie de la tige est construite en fonction de la configuration du modèle (après l'étape de la mise en position couchée) et les multiples chargements sont appliqués en fonction de la stratégie globale du chirurgien. Les niveaux d'applications et les valeurs des cintrages ne sont pas rigoureusement connus.
La mise en place de mesures per opératoires permettait de mieux déterminer les manœuvres exactes du chirurgien et de valider les simulations à chaque étape.

Néanmoins, la simulation de la technique du modelage in situ a été validée globalement. L'erreur moyenne est de l'ordre de 5° sur les orientations et de 5 mm sur les lignes spinales. De plus, la simulation rend bien compte des mécanismes de correction : la réduction de la courbure se fait par déformation progressive de la tige dans le plan frontal et le plan sagittal, sans nécessité de distraction, compression, ni de translation.

5.5 Conclusion

Cette étude préliminaire a démontré la faisabilité de la simulation de la correction chirurgicale par la technique du modelage in situ.

Cette simulation fait appel à un modèle global du rachis comportant les vertèbres, les disques intervertébraux, les ligaments postérieurs, les facettes articulaires, le bassin et l'instrumentation (crochets en liaison pivot glissant sur une tige plastique). Ce modèle est personnalisé géométriquement (stéréoradiographie) et mécaniquement (radiographie en inclinaison latérale). L'application des actions de correction sur le modèle est complexe (charges et décharges successives)

La simulation est réalisée sans connaissances des résultats intermédiaires (en per opératoire) et des résultats finaux (en post opératoire) et constitue une prédiction de la correction chirurgicale.
Ce type d'étude peut apparaître comme un outil futur pour la planification des corrections chirurgicales.

Conclusion générale et perspectives

L'objectif de cette étude a été d'analyser les phénomènes et les effets d'un traitement chirurgical de la déformation scoliotique, par la technique du modelage in situ. Cette analyse s'est appuyée sur la mesure tridimensionnelle et segmentaire du rachis, par reconstructions stéréoradiographiques, et sur la simulation de la chirurgie en utilisant la méthode des éléments finis.

Dans un premier temps, l'amélioration et l'évaluation des outils existants se sont révélées nécessaires pour une utilisation plus large de la stéréoradiographie dans la pratique clinique courante et une utilisation quantitative.

Ainsi, un dispositif de stéréoradiographie « intégré » a été développé, réalisé, et installé aux *Hôpitaux Universitaires de Strasbourg*. Ce système comprend trois fonctionnalités : l'accueil et le maintien du patient, le positionnement afin d'obtenir deux radiographies frontales et latérales, et enfin la mise en place de points de repère se projetant dans les radiographies (destinés au calibrage de l'environnement radiologique des prises de vues). Une méthode de calibrage explicite a été développée dans le même temps, basée sur les spécificités de la stéréoradiographie et la disposition des points de repère sur le système.
Ce dispositif de stéréoradiographie qui se veut convivial pour le patient et le manipulateur radiologue a permis l'obtention d'une quarantaine de couples de radiographies calibrées (reconstruites en 3D par la suite). Quatre prototypes de ce dispositif ont vu le jour et sont désormais installés dans des sites hospitaliers français pour des besoins de recherche.

Par ailleurs, ces modélisations tridimensionnelles ont été validées en termes d'orientation relative des vertèbres reconstruites, au travers d'une évaluation clinique sur spécimens lombaires non pathologiques. Cette validation vient compléter les précisons établies (en termes de forme

géométrique) pour les techniques de reconstruction stéréoradiographique développées au *Laboratoire de Biomécanique* (en collaboration avec le *Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie, Montréal*).
La stéréoradiographie peut ainsi être considérée comme un outil d'analyse quantitative, tridimensionnelle et segmentaire du rachis en position debout.

Dans un second temps, en utilisant la reconstruction tridimensionnelle et la simulation par éléments finis, les effets du traitement des scolioses par la technique chirurgicale du modelage in situ ont été analysés sur une population de vingt scolioses (idiopathiques et dégénératives) et une cyphose.

Deux analyses pré - post opératoires complémentaires ont alors été menées. Elles correspondent à deux visions de la déformation scoliotique : une description segmentaire (succession de vertèbres apicales et jonctionnelles dont les orientations 3D sont caractéristiques) et une description de la courbure comme une accumulation de rotations intervertébrales axiales. En complément de l'évaluation clinique classique des résultats de la chirurgie (posture globale, angle de Cobb, cyphose, lordose, gibbosité, …), les deux études tridimensionnelles ont permis de quantifier les réductions obtenues au niveau des vertèbres stratégiques de la scoliose et au cœur de la « torsion » de la courbure.
La seconde étude a notamment permis de mettre en relief la différence de réduction obtenue entre les niveaux thoraciques et lombaires, du fait de l'instrumentation (respectivement des crochets et des vis) et ainsi d'étayer la discussion sur le développement de nouveaux types d'ancrages bi-latéraux (par exemple un implant bi-pédiculaire).
C'est pourquoi, il semble intéressant d'ouvrir ce type d'analyse à d'autres traitements de la scoliose, orthopédiques ou chirurgicaux (par d'autres techniques de réduction).

En parallèle, la simulation de la chirurgie a été mise en œuvre, à partir du modèle global du *Laboratoire de Biomécanique*, personnalisé géométriquement et mécaniquement. La modélisation a nécessité la prise en compte du comportement plastique de la tige utilisée dans la technique du modelage in situ et de réaliser une sollicitation complexe du modèle (chargement et déchargement successifs). La simulation s'est basée sur deux cas réels (de cyphose dans un premier temps puis de scoliose) et a été réalisée sans connaissances des résultats intermédiaires et finaux. Il s'agit ainsi d'une prédiction des effets de la correction chirurgicale, qui a pu être validée par l'analyse

tridimensionnelle post opératoire et démontre la faisabilité d'une simulation de la technique du modelage in situ.
Cette étude est complémentaire aux travaux de simulation de la technique de rotation de la tige menés depuis de nombreuses années au *Laboratoire de biomécanique*. Ces projets de recherche sont les premières étapes vers de futurs outils d'aide au chirurgien dans la planification pré opératoire.

Les moyens d'analyse biomécanique utilisés dans cette étude (sur la technique chirurgicale du modelage in situ), sont destinés à mieux comprendre la scoliose et ses traitements, et sont voués en définitive au bénéfice du patient.

Index des Figures

Figure 1-1 : Repère global (d'après *Dubousset, 1994*) 10
Figure 1-2 : Posture rachidienne (d'après *Kapanji, 1986*) 11
Figure 1-3: Architecture des vertèbres 12
Figure 1-4 : Vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires (d'après *Kapanji, 1986*) 13
Figure 1-5 : Principe de la vertèbre pelvienne (d'après *Dubousset, 1994*) 14
Figure 1-6 : Système ligamentaire du rachis (d'après *Kapanji, 1986*) 15
Figure 1-7 : Système musculaire du rachis (d'après *Kapanji, 1986*) 16
Figure 1-8 : Moelle spinale et racines nerveuses (d'après *Kapanji, 1986*) 17
Figure 1-9 : Vertèbres stratégiques de la scoliose et rotation intervertébrale axiale (d'après *Dubousset, 1994*) 19
Figure 1-10 : Cunéiformisation vertébrale et gibbosité (d'après *Rainaut, 1994*) 21
Figure 1-11 : Repères de référence de la déformation scoliotique (d'après *Stokes, 1994*) 21
Figure 1-12 : Plans particuliers de la courbure scoliotique 22
Figure 1-13 : Instrumentations de première génération 25
Figure 1-14: Instrumentations de seconde génération 26
Figure 1-15 : Instrumentation de troisième génération 27
Figure 1-16 : Instrumentation de quatrième génération 28

Figure 2-1 : Calcul de la rotation axiale 31
Figure 2-2 : Mesure de la rotation axiale dans la radiographie frontale 33
Figure 2-3 : Rotation sagittale 34
Figure 2-4 : Paramètres pelviens dans le plan sagittal 35
Figure 2-5 : Reconstruction tridimensionnelle sériée 36
Figure 2-6: Représentation 3D à partir de radiographies standards (d'après *Graf et coll., 1983*) 37
Figure 2-7 : Points anatomiques identifiables dans les vues frontale et latérale 38
Figure 2-8 : Reconstruction tridimensionnelle par stréréoradiographie 39
Figure 2-9 : Rotations autour d'axes mobiles 40
Figure 2-10 : Relation de perspective 46
Figure 2-11 : Position respective d'une vue par rapport à l'autre et plan épipolaire 50
Figure 2-12 : Modèle détaillé (d'après *Lavaste et coll., 1992*) 63
Figure 2-13 : Modèles globaux du rachis 64

Figure 3-1 : Relation entre un point 3D et sa projection dans le plan de l'image 73
Figure 3-2 : Orientation du dispositif de stéréoradiographie par rapport au film 74
Figure 3-3 : Dispositif de stéréoradiographie installé à l'*Hôpital St Vincent de Paul- PARIS* 76
Figure 3-4 : Radiographies frontales et latérales d'un spécimen lombaire et reconstruction 3D 79
Figure 3-5 : Vertèbres et supports en position de référence 84
Figure 3-6 : Principe de la détermination de l'orientation 86
Figure 3-7 : Radiographies frontales et sagittales et reconstructions 3D d'un patient scoliotique 87
Figure 3-8 : Orientations vertébrales relatives d'un patient scoliotique 90
Figure 3-9 : Rotations Vertébrales et Intervertébrales 97
Figure 3-10 : Zones apicales et jonctionnelles 98
Figure 3-11 : Reconstruction 3D pré et post opératoires d'un patient scoliotique 99
Figure 3-12 : Principe du modelage in situ 105
Figure 3-13 : Rotation Vertébrale et Intervertébrale Axiale 107
Figure 3-14 : Radiographies et reconstruction tridimensionnelle d'un patient scoliotique 108
Figure 3-15 : Mouvement de correction de la vertèbre thoracique 110
Figure 3-16 : Mouvement de correction de la vertèbre lombaire 111
Figure 3-17 : Patient cyphotique : Radiographies, reconstructions et modèle en éléments finis 118
Figure 3-18 : Patient scoliotique : Radiographies, reconstruction et modèleen éléments finis 118
Figure 3-19 : Patient cyphotique : Configuration simulée et mesures stéréoradiographiques 124
Figure 3-20 : Patient scoliotique : Configuration simulée et mesures stéréoradiographiques (plan frontal) 124
Figure 3-21 : Patient scoliotique : Configuration simulée et mesures stéréoradiographiques (plan sagittal) 125
Figure 3-22 : Patient scoliotique : Configuration simulée et mesures stéréoradiographiques (plan axial) 125

Index des Tableaux

Tableau 2-1: Récapitulatif des méthodes de mesure de la géométrie des vertèbres 43
Tableau 2-2 : Récapitulatif des méthodes de mesure de l'orientation des vertèbres 44
Tableau 2-3 : Récapitulatif des méthodes de calibrage 52
Tableau 2-4 : Analyse de la correction globale 55
Tableau 2-5 :Analyse de la correction segmentaire : rotation vertébrale axiale 58
Tableau 2-6 : Analyse de la correction segmentaire : rotation vertébrale latérale, rotation intervertébrale axiale et rotation unique (mouvement hélicoïdal) 60
Tableau 2-7 : Récapitulatif des simulations de chirurgie 68

Tableau 3-1 : Distance point à surface 79
Tableau 3-2 : Rotation Latérale, Sagittale et Axiale des 15 cas d'orientations 88
Tableau 3-3 : Erreurs d'orientation (moyenne, RMS et maximum) 89
Tableau 3-4 : Angle de Cobb, Cyphose, Lordose et Gibbosité pré et post opératoire 96
Tableau 3-5 : Orientations caractéristiques pré et post opératoires et corrections 100
Tableau 3-6 : Rotation Vertébrale Axiale (moyenne et [plage de valeurs]) 109
Tableau 3-7 : Somme des Rotations Intervertebrales Axiales (moyenne et [plage de valeurs]) 109
Tableau 3-8 : Modélisation de la chirurgie 122
Tableau 3-9 : Comparaison entre la simulation et la reconstruction 3D post opératoire 123

Références

A

Aaro S and Dahlborn M. *Estimation of vertebral rotation and the spinal and rib cage deformity in scoliosis by computer tomography*. Spine, 1981: 6: 460-7.

Abdel-Aziz YI and Karara HM. *Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry*. Symposium on Close-Range Photogrammetry. Falls Church. 1971.

Adams W. *Lectures on the pathology and treatment of lateral and other forms of curvature of the spine*. John Churchill and Sons. London, 1865:111.

Albee FH. *Transplantation of a portion of the tibia into the spine for Pottis disease: a preliminary report*. Journal of the American Medical Association, 1911: 57: 885-886.

Allan FG. *Scoliosis operative correction of fixed curves*. Journal of Bone and Joint Surgery [Br], 1955: 37-B: 92-96.

Andre B, Dansereau J and Labelle H. *Effect of radiographic landmark identification errors on the accuracy of three-dimensional reconstruction of the human spine*. Medical and Biological Engineering and Computing, 1992: 30: 569-75.

Andriacchi TP, Schultz AB, Belytschko TB and Dewald R. *Milwaukee brace correction of idiopathic scoliosis. A biomechanical analysis and a restrospective study*. Journal of Bone and Joint Surgery [Am], 1976: 58: 806-15.

Aronsson DD, Stokes IA, Ronchetti PJ and Richards BS. *Surgical correction of vertebral axial rotation in adolescent idiopathic scoliosis: prediction by lateral bending films*. Journal of Spinal Disorders, 1996: 9: 214-9.

Asher MA and Cook LT. *The transverse plane evolution of the most common adolescent idiopathic scoliosis deformities. A cross-sectional study of 181 patients*. Spine, 1995: 20: 1386-91.

Asher MA and Burton DC. *A concept of idiopathic scoliosis deformities as imperfect torsion(s)*. Clinical Orthopedics, 1999: 364: 11-25.

Aubin CE, Dansereau J, Parent F, Labelle H and de Guise JA. *Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine*. Medical and Biological Engineering and Computing, 1997: 35: 611-8.

B

Balabaud L, Gallard E, Skalli W, Lassau JP, Lavaste F and Steib JP. *Biomechanical evaluation of a bipedicular spinal fixation system*. Spine, 2002: 27: 1875-80.

Bauer R, Kerschbaumer F and Poisel S. *Techniques en chirurgie orthopédique*. Masson. Paris, 1993:552.

Belytschko TB, Andriacchi TP, Schultz AB and Galante JO. *Analog studies of forces in the human spine: computational techniques*. Journal of Biomechanics, 1973: 6: 361-71.

Benson DR, Schultz AB and Dewald RL. *Roentgenographic evaluation of vertebral rotation*. Journal of Bone and Joint Surgery [Am], 1976: 58: 1125-9.

Bernhardt M and Bridwell KH. *Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction*. Spine, 1989: 14: 717-21.

Birchall D, Hughes DG, Hindle J, Robinson L and Williamson JB. *Measurement of vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis using three-dimensional magnetic resonance imaging*. Spine, 1997: 22: 2403-7.

Blount WP, Schmidt AC, Keever ED and Leonard ET. *The Milwaukee brace in the operative treatment of scoliosis*. Journal of Bone and Joint Surgery [Am], 1958: 40: 511-525.

Borghese NA and Ferrigno G. *An algorithm for 3-D automatic movement detection by means of standard TV cameras*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1990: 37: 1221-5.

Bridwell KH, Betz R, Capelli AM, Huss G and Harvey C. *Sagittal plane analysis in idiopathic scoliosis patients treated with Cotrel-Dubousset instrumentation*. Spine, 1990: 15: 921-6.

Bridwell KH. *Surgical treatment of idiopathic adolescent scoliosis*. Spine, 1999: 24: 2607-16.

Brown RH, Burstein AH, Nash CL and Schock CC. *Spinal analysis using a three-dimensional radiographic technique*. Journal of Biomechanics, 1976: 9: 355-65.

Burwell RG, Cole AA, Cook TA, Grivas TB, Kiel AW, Moulton A, Thirlwall AS, Upadhyay SS, Webb JK, Wemyss-Holden SA, Whitwell DJ, Wojcik AS and Wythers DJ. *Pathogenesis of idiopathic scoliosis. The Nottingham concept*. Acta Orthopaedica Belgica, 1992: 58 Suppl 1: 33-58.

C

Cerveri P, Borghese NA and Pedotti A. *Complete calibration of a stereo photogrammetric system through control points of unknown coordinates*. Journal of Biomechanics, 1998: 31: 935-40.

Challis JH and Kerwin DG. *Accuracy assessment and control point configuration when using the DLT for photogrammetry*. Journal of Biomechanics, 1992: 25: 1053-8.

Chen L, Armstrong CW and Raftopoulos DD. *An investigation on the accuracy of three-dimensional space reconstruction using the direct linear transformation technique*. Journal of Biomechanics, 1994: 27: 493-500.

Cheriet F, Dansereau J, Petit Y, Aubin CE, Labelle H and de Guise JA. *Towards the self-calibration of a multiview radiographic imaging system for the 3D reconstruction of the human spine and rib cage*. International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence, 1999: 13: 761-779.

Cheze L, Roussouly P and Dimnet J. *Analyse structurelle du rachis scoliotique en vue de sa reconstruction chirurgicale ou orthopédique*. Innovation et Technologie en Biologie et Médecine, 1992: 13: 143-56.

Cobb JR. *Outline for the Study of Scoliosis*. In The american academy of othopaedic surgeons instructionnal course lectures: Edwards, J. W., 1948: 261-275.

Cobey MC. *The value of the Wilson plate in spinal fusion*. Clinical Orthopedics, 1971: 76: 138-40.

Coetsier M, Vercauteren M and Moerman P. *A new radiographic method for measuring vertebral rotation in scoliosis*. Acta Orthopaedica Belgica, 1977: 43: 598-605.

Cole AA, Webb JK, Burwell RG, Kirby AS, Preston BJ and Hoare MA. *The effect of the universal spine system (USS) on the segmental derotation in adolescent idiopathic scoliosis (AIS) assessed by CT scans*. In Sevastik JA and Diab KM. Resarch into spinal deformities 1: IOS Press, 1997: 415-18.

Cotrel Y and Dubousset J. *Nouvelle technique d'ostéosynthèse rachidienne segmentaire par voie postérieure*. Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur, 1984: 70: 489-94.

Cotrel Y. *New instrumentation for surgery of the spine*. Freund Publishing House. London, 1986:128.

Cotrel Y, Dubousset J and Guillaumat M. *New universal instrumentation in spinal surgery*. Clinical Orthopedics, 1988: 227: 10-23.

Cundy PJ, Paterson DC, Hillier TM, Sutherland AD, Stephen JP and Foster BK. *Cotrel-Dubousset instrumentation and vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis*. Journal of Bone and Joint Surgery [Br], 1990: 72: 670-4.

D

Dansereau J and Stokes IA. *Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage*. Journal of Biomechanics, 1988: 21: 893-901.

Dapena J, Harman EA and Miller JA. *Three-dimensional cinematography with control object of unknown shape*. Journal of Biomechanics, 1982: 15: 11-9.

de Guise JA, Mallouche H, Dansereau J and Labelle H. *Techniques d'imagerie appliquées à la biomécanique rachidienne*. Rachis, 1995: 17: 135-144.

de Jonge T, Dubousset JF and Illes T. *Sagittal plane correction in idiopathic scoliosis*. Spine, 2002: 27: 754-60.

De Smet AA, Tarlton MA, Cook LT, Fritz SL and Dwyer SJ, 3rd. *A radiographic method for three-dimensional analysis of spinal configuration*. Radiology, 1980: 137: 343-8.

De Smet AA, Asher MA, Cook LT, Goin JE, Scheuch HG and Orrick JM. *Three-dimensional analysis of right thoracic idiopathic scoliosis*. Spine, 1984: 9: 377-81.

Delorme S. *Application du krigeage pour l'habillage et la personnalisation de modèle géométrique de la scoliose*. Mémoire de maîtrise. Ecole Polytechnique. Montréal. 1996.

Delorme S, Labelle H, Aubin CE, de Guise JA, Rivard CH, Poitras B, Coillard C and Dansereau J. *Intraoperative comparison of two instrumentation techniques for the correction of adolescent idiopathic scoliosis. Rod rotation and translation*. Spine, 1999: 24: 2011-7.

Delorme S, Labelle H, Aubin CE, de Guise JA, Rivard CH, Poitras B and Dansereau J. *A three-dimensional radiographic comparison of Cotrel-Dubousset and Colorado instrumentations for the correction of idiopathic scoliosis*. Spine, 2000: 25: 205-10.

Descrimes JL, Aubin CE, Bouldreault F, Skalli W, Zeller R, Dansereau J and Lavaste F. *Modelling of facet joints in a global finite element model of the spine: mechnical aspects*. In D'amico M, Merolli A and Santambroglio GC. Three dimensionnal analysis of spinal deformities: IOS Press, 1995: 107-112.

Dimnet J and Guinguand M. *The finite displacements vector's method: an application to the scoliotic spine*. Journal of Biomechanics, 1984: 17: 397-408.

Drerup B. *Principles of measurement of vertebral rotation from frontal projections of the pedicles*. Journal of Biomechanics, 1984: 17: 923-35.

Dubousset J. *La scoliose idiopathique est originaire d'un désordre du système nerveux*. In Dansereau J. International Symposium on 3-D scoliotic deformities: Fischer Verlag, 1992: 232-3.

Dubousset J. *Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity*. In Weinstein SL. The pediatric spine: principles and practice: Raven Press, 1994: 479-96.

Duval-Beaupere G. *Scoliose idiopathique et croissance*. In Masson. Cahiers de Kinésithérapie: 1989: 31-43.

E

Ecker ML, Betz RR, Trent PS, Mahboubi S, Mesgarzadeh M, Bonakdapour A, Drummond DS and Clancy M. *Computer tomography evaluation of Cotrel-Dubousset instrumentation in idiopathic scoliosis*. Spine, 1988: 13: 1141-4.

F

Fait M and Janovec M. *Establishing of the rotation angle in the verteba*. Scripta Medica, 1970: 43: 207-215.

Flynn JC, Metzger CR and Csencsitz TA. *Intraoperative autotransfusion (IAT) in spinal surgery*. Spine, 1982: 7: 432-5.

G

Gardner-Morse M and Stokes IA. *Three-dimensional simulations of the scoliosis derotation maneuver with Cotrel-Dubousset instrumentation*. Journal of Biomechanics, 1994: 27: 177-81.

Gazzani F. *Comparative assessment of two algorithms for calibrating stereophotogrammetric systems*. Journal of Biomechanics, 1993: 26: 1449-54.

Gennari JM, Tallet JM, Hornung H and Bergoin M. *The treatment of idiopathic scoliosis in adolescents: rotation or in situ bending?* European Journal of Pediatric Surgery, 1997: 7: 353-60.

Ghanem IB, Hagnere F, Dubousset J, Watier B, Skalli W and Lavaste F. *Intraoperative optoelectronic analysis of three-dimensional vertebral displacement after Cotrel-Dubousset rod rotation. A preliminary report*. Spine, 1997: 22: 1913-21.

Ghista DN, Viviani GR, Subbaraj K, Lozada PJ, Srinivasan TM and Barnes G. *Biomechanical basis of optimal scoliosis surgical correction*. Journal of Biomechanics, 1988: 21: 77-88.

Gignac D, Aubin CE, Dansereau J and Labelle H. *Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model.* European Spine Journal, 2000: 9: 185-90.

Gocen S, Havitcioglu H and Alici E. *A new method to measure vertebral rotation from CT scans.* European Spine Journal, 1999: 8: 261-5.

Godillon AP and Lepoutre FX. *Modélisation graphique du rachis.* Innovation et Technologie en Biologie et Médecine, 1988: 9: 585-592.

Goel VK, Kim YE, Lim TH and Weinstein JN. *An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation.* Spine, 1988: 13: 1003-11.

Goel VK and Gilbertson LG. *Applications of the finite element method to thoracolumbar spinal research--past, present, and future.* Spine, 1995: 20: 1719-27.

Graf H, Hecquet J and Dubousset J. *Approche tridimensionnelle des deformations rachidiennes. Application à l'étude du pronostic des scolioses infantiles.* Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur, 1983: 69: 407-16.

Gray JM, Smith BW, Ashley RK, Lagrone MO and Mall J. *Derotational analysis of Cotrel-Dubousset instrumentation in idiopathic scoliosis.* Spine, 1991: 16: S391-3.

Gruca A. *The pathogenesis and treatment of idiopathic scoliosis.* Journal of Bone and Joint Surgery, 1958: 40A: 570-584.

Gunzburg R, Gunzburg J, Wagner J and Fraser RD. *Radiologic interpretation of lumbar vertebral rotation.* Spine, 1991: 16: 660-4.

H

Harrington PR. *Treatment of scoliosis. Correction and internal fixation by spinal instrumentation.* Journal of Bone and Joint Surgery [Am], 1962: 44A: 591-610.

Harrington PR and Dickson SH. *An eleven year clinical investigation of Harrington instrumentation. A preliminary report of 578 cases.* Clinical Orthopedics, 1973: 93: 113-130.

Hatze H. *High-precision three-dimensional photogrammetric calibration and object space reconstruction using a modified DLT-approach.* Journal of Biomechanics, 1988: 21: 533-8.

Hibbs RA. *A report of fifty-nine cases of scoliosis treated by fusion operation.* Journal of Bone and Joint Surgery, 1924: 6: 3-19.

Hindmarsh J, Larsson J and Mattsson O. *Analysis of changes in the scoliotic spine using a three-dimensional radiographic technique.* Journal of Biomechanics, 1980: 13: 279-90.

Ho EK, Upadhyay SS, Chan FL, Hsu LC and Leong JC. *New methods of measuring vertebral rotation from computed tomographic scans. An intraobserver and interobserver study on girls with scoliosis.* Spine, 1993: 18: 1173-7.

I

Ito M and IShii A. *A non-iterative procedure for rapid and precise camera calibration*. Pattern Recognition, 1994: 27: 301-10.

J

Jackson RP. *Jackson sacral fixation and contouring spinal correction techniques*. In Margulies JY, Floman Y, Farcy JP and Neuwirth MG. Lombosacral and spinopelvic fixation: Lippincott-Raven, 1996: 357-79.

Jackson RP and Hales C. *Congruent spinopelvic alignment on standing lateral radiographs of adult volunteers*. Spine, 2000: 25: 2808-15.

K

Kapanji IA. *Physiologie articulaire*. Maloine. Paris, 1986:255.

King HA, Moe JH, Bradford DS and Winter RB. *The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis*. Journal of Bone and Joint Surgery [Am], 1983: 65: 1302-13.

Korovessis PG, Stamatakis MV and Baikousis AG. *Reciprocal angulation of vertebral bodies in the sagittal plane in an asymptomatic Greek population*. Spine, 1998: 23: 700-4.

Krismer M, Chen AM, Steinlechner M, Haid C, Lener M and Wimmer C. *Measurement of vertebral rotation: a comparison of two methods based on CT scans*. Journal of Spinal Disorders, 1999: 12: 126-30.

L

Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, de Guise J, Rivard CH and Poitras B. *Peroperative three-dimensional correction of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Dubousset procedure*. Spine, 1995: 20: 1406-9.

Lafage V, Dubousset J, Lavaste F and Skalli W. *Finite elements simulation of various strategies for Cotrel-Dubousset correction*. 5th international Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. Rome, Italy. 2001. 31 October - 3 November.

Lagrone MO, Bradford DS, Moe JH, Lonstein JE, Winter RB and Ogilvie JW. *Treatment of symptomatic flatback after spinal fusion*. Journal of Bone and Joint Surgery [Am], 1988: 70: 569-80.

Lange F. *Support for the spondylolytic spine by means of buried steel bars attached to the vertebrae*. American Journal of Orthopedic Surgery, 1910: 8: 344-351.

Lavaste F, Skalli W, Robin S, Roy-Camille R and Mazel C. *Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine*. Journal of Biomechanics, 1992: 25: 1153-64.

Le Bras A, Dumas R, Savidan M, Mitton D, de Guise JA and Skalli W. *Accuracy of the 3D angular position of vertebrae reconstructed by low dose digital stereoradiography*. In Lemke HU, Vannier MW, Inamura K, Farman AG, Doi K and Reiber JHC. Computer Assisted Radiology and Surgery: Springer, 2002: 1061.

Leborgne P, Skalli W, Stokes IA, Maurel N, Duval-Beaupere G and Lavaste F. *Three dimensionnal measurement of a scoliotic spine*. In D'amico M, Merolli A and Santambroglio GC. Three dimensionnal analysis of spinal deformities: IOS Press, 1995: 219-224.

Leborgne P, Skalli W, Zeller R and Lavaste F. *Three dimensionnal measurement of vertebral deformity using helicoidal axis*. In Sevastik JA and Diab KM. Resarch into spinal deformities 1: IOS Press, 1997: 169-72.

Leborgne P. *Modélisation par éléments finis de la correction chirurgicale de la scoliose par instrumentation Cotrel-Dubousset*. Thèse de doctorat. ENSAM. Paris. 1998.

Leborgne P, Skalli W, Dubousset J, Dansereau J, Zeller R and Lavaste F. *Finite element model of scoliotic spine: mechanical personalization*. In Stokes IA. Resarch into spinal deformities 2: IOS Press, 1999: 130-133.

Leborgne P, Skalli W, Lecire C, Dubousset J, Zeller R and Lavaste F. *Simulation of CD Surgery on a personalized finite element model: preliminary results*. In Stokes IA. Resarch into spinal deformities 2: IOS Press, 1999: 126-129.

Lecire Lilloni C, Skalli W, Zeller R, Dubousset J and Lavaste F. *Optoelectronic analysis of the Cotrel-Dubousset instrumentation*. Human Movement Science, 1999: 18: 713-724.

Lee M, Kelly DW and Steven GP. *A model of spine, ribcage and pelvic responses to a specific lumbar manipulative force in relaxed subjects*. Journal of Biomechanics, 1995: 28: 1403-8.

Legaye J, Duval-Beaupere G, Hecquet J and Marty C. *Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves*. European Spine Journal, 1998: 7: 99-103.

Lenke LG, Bridwell KH, Baldus C and Blanke K. *Analysis of pulmonary function and axis rotation in adolescent and young adult idiopathic scoliosis patients treated with Cotrel-Dubousset instrumentation*. Journal of Spinal Disorders, 1992: 5: 16-25.

Lenke LG, Betz RR, Harms J, Bridwell KH, Clements DH, Lowe TG and Blanke K. *Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis*. Journal of Bone and Joint Surgery [Am], 2001: 83-A: 1169-81.

Lepoutre FX and Godillon AP. *Chirurgie de la scoliose: aide à la décision par l'imagerie en trois dimensions*. Revue du rhumatisme et des maladies ostéo-articulaires 1992: 59: 7-12.

Longuet-Higgins HC. *A computer program for reconstructing a scene from two projections*. Nature, 1981: 293: 133-135.

Luque ER. *Segmental spinal instrumentation for correction of scoliosis*. Clinical Orthopedics, 1982: 163: 192-8.

M

Marchesi DG, Transfeldt EE, Bradford DS and Heithoff KB. *Changes in vertebral rotation after Harrington and Luque instrumentation for idiopathic scoliosis*. Spine, 1992: 17: 775-80.

Maybank SJ and Faugeras OD. *A theory of self-calibration of a moving camera*. International Journal of Computer Vision, 1992: 8: 123-151.

Mehta MH. *Radiographic estimation of vertebral rotation in scoliosis*. Journal of Bone and Joint Surgery [Br], 1973: 55: 513-20.

Metz CE and Fencil LE. *Determination of three-dimensional structure in biplane radiography without prior knowledge of the relationship between the two views: theory*. Medical Physics, 1989: 16: 45-51.

Mitton D, Landry C, Veron S, Skalli W, Lavaste F and De Guise JA. *3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes*. Medical and Biological Engineering and Computing, 2000: 38: 133-9.

Mitulescu A, Semaan I, de Guise JA, Leborgne P, Adamsbaum C and Skalli W. *Validation of the non-stereo corresponding points stereoradiographic 3D reconstruction technique*. Medical and Biological Engineering and Computing, 2001: 39: 152-8.

Mitulescu A, Skalli W, Mitton D and de Guise JA. *Three-dimensional surface rendering reconstruction of scoliotic vertebrae using a non stereo-corresponding points technique*. European Spine Journal, 2002: 11: 344-52.

Moe JH. *A critical analysis of method of fusion for scoliosis: an evaluation of two hundred ans sixty six patient*. Journal of Bone and Joint Surgery, 1958: 40: 529-554.

Moe JH. *Modern concepts of treatment of spinal deformities in children and adults*. Clinical Orthopedics, 1980: 150: 137-53.

Moens P, Vanden Berghe L, Fabry G and Bellemans J. *L'instrumentation de Cotrel-Dubousset : une étude prospective sur la dérotation*. Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur, 1995: 81: 428-32.

N

Nash CL and Moe JH. *A study of vertebral rotation*. Journal of Bone and Joint Surgery [Am], 1969: 51: 223-9.

Nash CL, Lorig RA, Schatzinger LA and Brown RH. *Spinal cord monitoring during operative treatment of the spine*. Clinical Orthopedics, 1977: 126: 100-5.

P

Panjabi MM, Brand RA, Jr. and White AA, 3rd. *Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine*. Journal of Biomechanics, 1976: 9: 185-92.

Pearcy MJ. *Stereo radiography of lumbar spine motion*. Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum, 1985: 212: 1-45.

Perdriolle R. *La scoliose: son étude tridimensionnelle*. Maloine. Paris, 1979:144.

Perdriolle R and Vidal J. *Thoracic idiopathic scoliosis curve evolution and prognosis*. Spine, 1985: 10: 785-91.

Perdriolle R, Becchetti S, Vidal J and Lopez P. *Mechanical process and growth cartilages. Essential factors in the progression of scoliosis*. Spine, 1993: 18: 343-9.

Perdriolle R, Leborgne P, Dansereau J, de Guise JA and Labelle H. *Idiopathic scoliosis in three dimensions: a succession of two-dimensional deformities?* Spine, 2001: 26: 2719-26.

Perie D, Sales De Gauzy J, Sevely A and Hobatho MC. *In vivo geometrical evaluation of Cheneau-Toulouse-Munster brace effect on scoliotic spine using MRI method*. Clinical Biomechanics, 2001: 16: 129-37.

Plamondon A, Gagnon M and Maurais G. *Application of a stereoradiographic method for the study of intervertebral motion*. Spine, 1988: 13: 1027-32.

Plamondon A and Gagnon M. *Evaluation of Euler's angles with a least squares method for the study of lumbar spine motion*. Journal of Biomechanical Engineering, 1990: 12: 143-9.

Ployon A, Lavaste F, Maurel N, Skalli W, Dubousset J, Zeller R and Rolland Gosselin A. *Protocole pour l'évaluation expérimentale 3D in vivo de la posture et de la cinématique globale du rachis*. Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur, 1997: 83: 719-29.

Polly DW, Jr., Kilkelly FX, McHale KA, Asplund LM, Mulligan M and Chang AS. *Measurement of lumbar lordosis. Evaluation of intraobserver, interobserver, and technique variability*. Spine, 1996: 21: 1530-5.

Polly DW, Jr. and Sturm PF. *Traction versus supine side bending. Which technique best determines curve flexibility?* Spine, 1998: 23: 804-8.

Pomero V. *Modélisation géométrique et mécanique des muscles du tronc. Relation entre musculature, troubles posturaux et surcharges vertébrales*. Thèse de doctorat. Ensam. Paris. 2002.

Poncet P, Dansereau J and Labelle H. *Geometric torsion in idiopathic scoliosis: three-dimensional analysis and proposal for a new classification*. Spine, 2001: 26: 2235-43.

Ponseti IV and Friedman B. *Prognosis in idiopathic scoliosis*. Journal of Bone and Joint Surgery, 1950: 32 A: 381-95.

Portier L, Thibault A, Skalli W, Santin JJ, Zeller R and Lavaste F. *Approche d'une modélisation globale, tridimensionnelle par elements finis, de la colonne vertebrale pour l'étude des scolioses*. Rachis, 1993: 5: 227-32.

Poulin F, Aubin CE, Stokes IA, Gardner-Morse M and Labelle H. *Modélisation biomécanique de l'instrumentation du rachis scoliotique à l'aide de mecanismes flexibles: étude de faisabilité*. Annales de Chirurgie, 1998: 52: 761-7.

R

Rainaut JJ. *Les scolioses*. Ellipse. Paris, 1994:320.

Rajnics P, Pomero V, Templier A, Lavaste F and Illes T. *Computer-assisted assessment of spinal sagittal plane radiographs*. Journal of Spinal Disorders, 2001: 14: 135-42.

Resina J and Alves AF. *A technique of correction and internal fixation for scoliosis*. Journal of Bone and Joint Surgery [Br], 1977: 59: 159-65.

Risser JC. *The iliac apophysis: an invaluable sign in the management of scoliosis*. Clinical Orthopedics, 1958: 11: 111-119.

Roaf R. *Rotation movements of the spine with special reference to scoliosis*. Journal of Bone and Joint Surgery [Am], 1958: 40: 312-332.

Romana C, Michel CR, Dimnet J, Berard J and Caton J. *Le montage de Armstrong dans la chirurgie de la scoliose. Etude clinique, Biomécanique et tridimensionnelle*. Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur, 1985: 71: 111-8.

Rougee A, Picard C, Ponchut C and Trousset Y. *Geometrical calibration of X-ray imaging chains for three-dimensional reconstruction*. Computerized Medical Imaging and Graphics, 1993: 17: 295-300.

Roussouly P, Chopin D, Roy C and Dimnet J. *Technics and preliminary results Colorado*. In D'amico M, Merolli A and Santambroglio GC. Three dimensionnal analysis of spinal deformities: IOS Press, 1995: 357-61.

Roussouly P. *Principe de réduction des déformations scoliotiques par le système d'ostéosynthèse postérieure Colorado*. Rachis, 2001: 13: 59-64.

Roy C, Roussouly P and Dimnet J. *Aspects cinématiques et dynamiques du comportement du rachis*. Rachis, 1995: 7: 129-134.

Roy-Camille R and Petchot P. *Le traitement des traumatismes du rachis dorsal et lombaire par plaques postérieures vissées dans les pédicules*. Acta Orthopaedica Belgica, 1991: 57 Suppl 1: 184-90.

Russell GG, Raso VJ, Hill D and McIvor J. *A comparison of four computerized methods for measuring vertebral rotation*. Spine, 1990: 15: 24-7.

S

Savidan M, Dumas R, Mitton D, Dubousset J, Skalli W and Lavaste F. *Scoliotic patient posture in stereoradiographic system for 3D recontruction of human spine*. Meeting of the International Research Society Spinal Deformities. Athens, Greece. 2002. 24-27 May.

Sawatzky BJ, Tredwell SJ, Jang SB and Black AH. *Effects of three-dimensional assessment on surgical correction and on hook strategies in multi-hook instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis*. Spine, 1998: 23: 201-5.

Schlenzka D, Laine T and Lund T. *Computer-assisted spine surgery*. European Spine Journal, 2000: 9 Suppl 1: S57-64.

Schultz AB and Hirsch C. *Mechanical analysis of Harrington rod correction of idiopathic scoliosis*. Journal of Bone and Joint Surgery [Am], 1973: 55: 983-92.

Semaan I, Skalli W, Veron S, Templier A, Lassau JP and Lavaste F. *Anatomie quantitative tridimensionnelle du rachis lombaire*. Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur, 2001: 87: 340-53.

Sevastik B, Xiong B, Sevastik J, Hedlund R and Suliman I. *Vertebral rotation and pedicle length asymmetry in the normal adult spine*. European Spine Journal, 1995: 4: 95-7.

Shirazi-Adl A and Parnianpour M. *Nonlinear response analysis of the human ligamentous lumbar spine in compression. On mechanisms affecting the postural stability*. Spine, 1993: 18: 147-58.

Shirazi-Adl SA, Shrivastava SC and Ahmed AM. *Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression. A three-dimensional nonlinear finite element study*. Spine, 1984: 9: 120-34.

Shufflebarger HL and King WF. *Composite measurement of scoliosis: a new method of analysis of the deformity*. Spine, 1987: 12: 228-32.

Simon DA and Lavallee S. *Medical imaging and registration in computer assisted surgery*. Clinical Orthopedics, 1998: 354: 17-27.

Skalli W, Robin S, Lavaste F and Dubousset J. *A biomechanical analysis of short segment spinal fixation using a three-dimensional geometric and mechanical model*. Spine, 1993: 18: 536-45.

Skalli W, Lavaste F and Descrimes JL. *Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis: what are the true values?* Spine, 1995: 20: 546-53.

Skalli W, Lecire C, Leborgne P, Dubousset J, Zeller R and Lavaste F. *Interêt d'une approche transversale pour l'analyse biomécanique du patient scoliotique et de son traitement*. Recueil du GES, 1998: 29: 205-212.

Soderkvist I and Wedin PA. *Determining the movements of the skeleton using well-configured markers*. Journal of Biomechanics, 1993: 26: 1473-7.

Stagnara P, De Mauroy JC, Dran G, Gonon GP, Costanzo G, Dimnet J and Pasquet A. *Reciprocal angulation of vertebral bodies in a sagittal plane: approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis*. Spine, 1982: 7: 335-42.

Stagnara P. *Les déformations du rachis*. Masson. Paris, 1985:460.

Steib JP and Moyses B. *Etude scannographique de scolioses opérées*. Recueil du GES, 1993: 24: 15-17.

Steib JP. *Y a t'il une alternative à la rotation de la tige dans le traitement chirurgical des scolioses ?* Recueil du GES, 1994: 25: 193-198.

Steib JP, Ducrocq X, Averous C and Bogorin J. *Surgical correction of lumbar scoliosis: a comparaison of different techniques. Results*. European Journal of Orthopedics Surgery and Traumatology, 1999: 9: 151-156.

Steib JP and Mitulescu A. *Apport du cintrage in situ dans la correction des scolioses*. In Encyclopédie Médico-Chirurgicale. Techniques chirugicales. Orthopédie - Traumatologie: Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, 2002: Fa 44-194, 8p.

Stokes IA, Bigalow LC and Moreland MS. *Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis*. Spine, 1986: 11: 213-8.

Stokes IA and Laible JP. *Three-dimensional osseo-ligamentous model of the thorax representing initiation of scoliosis by asymmetric growth*. Journal of Biomechanics, 1990: 23: 589-95.

Stokes IA and Gardner-Morse M. *Three-dimensional simulation of Harrington distraction instrumentation for surgical correction of scoliosis*. Spine, 1993: 18: 2457-64.

Stokes IA. *Three-dimensional terminology of spinal deformity. A report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D terminology of spinal deformity*. Spine, 1994: 19: 236-48.

T

Tredwell SJ, Sawatzky BJ and Hughes BL. *Rotations of a helix as a model for correction of the scoliotic spine*. Spine, 1999: 24: 1223-7.

Trochu F. *A contouring program based on dual kriging interpolation*. Engineering Computation, 1993: 9: 160-177.

V

Vaughan JJ, Winter RB and Lonstein JE. *Comparison of the use of supine bending and traction radiographs in the selection of the fusion area in adolescent idiopathic scoliosis*. Spine, 1996: 21: 2469-73.

Vauzelle C, Stagnara P and Jouvinroux P. *Functional monitoring of spinal cord activity during spinal surgery*. Clinical Orthopedics, 1973: 93: 173-8.

Verniest F, Petit Y, Chopin D, Godillon-Maquinghen AP, Cheriet F, Drazetic P and Aubin CE. *Biomechanical simulation of Colorado instrumenstation of the scoliotic spine: a premilinary study*. In Tanguy A and Peuchot B. Resarch into spinal deformities 3: IOS Press, 2002: 415-8.

Veron S. *Modélisation géométrique et mécanique du rachis cervical supérieur*. Thèse de doctorat. ENSAM. Paris. 1997.

Villemure I, Aubin CE, Grimard G, Dansereau J and Labelle H. *Progression of vertebral and spinal three-dimensional deformities in adolescent idiopathic scoliosis: a longitudinal study*. Spine, 2001: 26: 2244-50.

W

Webb JK, Burwell RG, Cole AA and Lieberman I. *Posterior instrumentation in scoliosis*. European Spine Journal, 1995: 4: 2-5.

Weiss HR. *Measurement of vertebral rotation: Perdriolle versus Raimondi*. European Spine Journal, 1995: 4: 34-8.

Willers U, Transfeldt EE and Hedlund R. *The segmental effect of Cotrel-Dubousset instrumentation on vertebral rotation, rib hump and the thoracic cage in idiopathic scoliosis*. European Spine Journal, 1996: 5: 387-93.

Wojcik AS, Webb JK and Burwell RG. *Harrington-Luque and Cotrel-Dubousset instrumentation for idiopathic thoracic scoliosis. A postoperative comparison using segmental radiologic analysis*. Spine, 1990: 15: 424-31.

Wolf AW, Brown JC, Bonnett CA, Nordwall A and Sanderson R. *Transverse traction in the treatment of scoliosis. A preliminary report*. Spine, 1981: 6: 134-8.

Woltring HJ. *Planar control in multi-camera calibration for 3-D gait studies*. Journal of Biomechanics, 1980: 13: 39-48.

Wood GA and Marshall RN. *The accuracy of DLT extrapolation in three-dimensional film analysis*. Journal of Biomechanics, 1986: 19: 781-5.

Wood KB, Transfeldt EE, Ogilvie JW, Schendel MJ and Bradford DS. *Rotational changes of the vertebral-pelvic axis following Cotrel-Dubousset instrumentation*. Spine, 1991: 16: S404-8.

Wood KB, Olsewski JM, Schendel MJ, Boachie-Adjei O and Gupta M. *Rotational changes of the vertebral pelvic axis after sublaminar instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis*. Spine, 1997: 22: 51-7.

Wynarsky GT and Schultz AB. *Optimization of skeletal configuration: studies of scoliosis correction biomechanics*. Journal of Biomechanics, 1991: 24: 721-32.

X

Xiong B, Sevastik J, Hedlund R and Sevastik B. *Radiographic changes at the coronal plane in early scoliosis*. Spine, 1994: 19: 159-64.

Annexes

A.1 Listes des publications

A.1.1 Publications soumises dans des revues internationales

Dumas R, Mitton D, Laporte S, Dubousset J, Steib JP, Lavaste F and Skalli W. *Explicit calibration method and specific device designed for stereoradiography*. Journal of Biomechanics, 2002: accepté.

Dumas R, Le Bras A, Savidan M, Mitton D, Kalifa G, Steib JP, Dubousset J, de Guise JA and Skalli W. *Validation of the 3D relative orientation of vertebrae reconstructed by bi-planar radiography*. Medical Engineering and Physics, 2002: soumis.

Dumas R, Steib JP, Mitton D, Lavaste F and Skalli W. *3D quantitative segmental analysis of scoliotic patients corrected by in situ contouring technique*. Spine, 2002: accepté.

Steib JP, Dumas R, Mitton D and Skalli W. *Surgical correction of scoliosis by in situ contouring technique: a detorsion analysis*. Spine, 2002: soumis.

A.1.2 Communications à des congrès internationaux avec actes

Mitton D, Dumas R, Laporte S, Leborgne P, Bataille P, Quidet D and Skalli W. *Simplified calibration system for stereoradiography in scoliosis*. Meeting of the International Research Society Spinal Deformities. Clermond-Ferrand, France. 26-30 Mai 2000.

Dumas R, Lafage V, Mitton D, Steib JP and Skalli W. *Simulation of the correction of kyphosis by in situ contouring technique : Preliminary results*. 5th international Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. Rome, Italie. 31 Octobre - 3 Novembre 2001.

Dumas R, Mitton D, Steib JP, de Guise JA and Skalli W. *Pre and post 3D modeling of scoliotic patients operated with in situ contouring technique*. Meeting of the International Research Society Spinal Deformities. Athènes, Grèce. 24-27 Mai 2002.

Savidan M, Dumas R, Mitton D, Dubousset J, Skalli W and Lavaste F. *Scoliotic patient posture in stereoradiographic system for 3D reconstruction of human spine*. Meeting of the International Research Society Spinal Deformities. Athènes, Grèce. 24-27 Mai 2002.

Dumas R, Lafage V, Steib JP, Mitton D, de Guise JA and Skalli W. *3D assessment and simulation of surgical correction of spine deformities by in situ contouring technique*. Computer Assisted Radiology and Surgery. Paris, France. 26-29 Juin 2002.

Le Bras A, Dumas R, Savidan M, Mitton D, de Guise JA and Skalli W. *Accuracy of the 3D angular position of vertebrae reconstructed by low dose digital stereoradiography*. Computer Assisted Radiology and Surgery. Paris. 26-29 Juin 2002.

Gangnet N, Champain N, Pomero V, Dumas R, Lavaste L, Vital JM and Skalli W. *Geometric and biomechanical postural characterization of the human spine and pelvis: A combined 3D approach to characterize the posture variability of asymptomatic adult volunteers*. Eurospine. Nantes, France. 11-14 Septembre 2002.

A.1.3 Autres publications

Dumas R and Steib JP. *History of posterior surgical techniques in the treatment of scoliosis*. Argos Spinenews. 4. Octobre 2001. 22-5.

A.1.4 Autres communications

Dumas R, Mitton D, Steib JP, de Guise JA and Skalli W. *Pre and post 3D modeling (in situ contouring technique of scoliotic patients) : preliminary analysis*. Argos meeting. Paris, France. 25 Janvier 2001.

Dumas R, Steib JP, Mitton D and Skalli W. *Analyse biomécanique d'une technique chirurgicale pour la correction des scolioses*. Les 30 ans de l'ARPTAL. Lyon, France. 15 Septembre 2001.

Mitton D, Laporte S, Dumas R, Juttier A, Skalli W and Carlioz H. *Etude tridimensionnelle du cotyle par stéréoradiographie*. Journée d'orthopédie de Fort de France. Fort de France, Martinique, France. 4-8 Mars 2002.

Dumas R, Lafage V, Steib JP, de Guise JA, Mitton D and Skalli W. *3D assessment and simulation of surgical correction of scoliosis by the in situ contouring technique*. Inaugural Meeting of Argos North America. Nemacolin Woodlands Resort, USA. 2-3 Août 2002.

Steib JP, Dumas R, Mitton D, Lavaste F and Skalli W. Analyse tridimensionnelle de scolioses opérées par la technique du cintrage in situ. *77ème réunion annuelle de la SOFCOT*. Paris, France. 12-15 Novembre 2002.

A.2 Annexes à la méthode de calibrage explicite

Cette partie est destinée à donner quelques détails sur la résolution des équations dans la méthode de calibrage explicite et notamment le calcul du coefficient de correction d'échelle k, à partir d'une optimisation (linéaire et non itérative) de l'ensemble de sept paramètres indépendants.

A.2.1 Résolution des équations de calibrage par moindres carrés

Selon la procédure de calibrage, la résolution se fait en commençant par l'équation (10), puis l'équation (9). La troisième étape correspond à la forme quadratique (13) et la quatrième à l'équation (11). Ces relations sont résolues par la méthodes des moindres carrés à partir des points de contrôles visibles dans les radiographies.

Les équations de calibrage (9 à 11) linéaires sont mises sous la forme matricielle AX - B = E.
L'équation (10) où les inconnues sont v_{s1}, Y_{s1} et d est vérifiée par les $2\times n_v$ points de contrôle (des deux lignes verticales et visibles dans la radiographie latérale). Pour un point q de cet ensemble :

$$\left[Y_q v_{1q} \frac{Z_q}{m_1 k} \right]_{(2n_v,3)} \begin{bmatrix} v_{s1} \\ Y_{s1} \\ d \end{bmatrix} - \left[v_{1q} Y_q \right]_{(2n_v,1)} = \left[\varepsilon_q \right]_{(2n_v,1)} \quad \text{(A1)}$$

L'équation (9) où la seule inconnue est u_{s1} (Y_{s1} et d étant déjà calculés), est vérifiée par les $2\times m_v$ points de contrôle (des deux lignes horizontales et visibles dans la radiographie latérale). Pour un point q de cet ensemble :

$$\left[Y_q \right]_{(2m_v,1)} \left[u_{s1} \right] - \left[u_{1q} (Y_q - Y_{s1}) - X_q d \right]_{(2m_v,1)} = \left[\varepsilon_q \right]_{(2m_v,1)} \quad \text{(A2)}$$

L'équation (11), où la seule inconnue est u_{s2} (X_{s2} et d étant déjà calculés), est vérifiée par les p_v points de contrôle (de la ligne horizontale visible dans la vue frontale). Pour un point q de cet ensemble :

$$\left[X_q \right]_{(p_v,1)} \left[u_{s2} \right] - \left[u_{2q} (X_q - X_{s2}) + Y_{iq} d \right]_{(p_v,1)} = \left[\varepsilon_q \right]_{(p_v,1)} \quad \text{(A3)}$$

Dans les équations précédentes (A1, A2 et A3) la somme pour tout les points q est à minimiser par rapport aux inconnues (matrice X):

$$\sum_q \left(\frac{\partial\left(\varepsilon_q^2\right)}{\partial X} \right) = 0 \qquad \text{avec } \sum_q (\varepsilon_q{}^2) = E^T E \qquad \text{on obtient} \quad \frac{\partial\left(E^T E\right)}{\partial X} = 2\left(\frac{\partial E}{\partial X} \right)^T E = 0$$

$$\text{or } E = AX - B \quad \text{donne} \quad \left(\frac{\partial(E)}{\partial X} \right)^T = A^T$$

$$\text{d'où} \quad 2A^T\left(AX - B\right) = 0 \quad \text{et} \quad X = (A^T A)^{-1}\left(A^T B\right) \quad \text{(A4)}$$

De la même manière, l'équation (13), où l'inconnue est X_{s2} (Z_s et d étant déjà calculés) est vérifiée par les points $2\times n_v$ (des deux lignes verticales et visibles dans la radiographie frontale). Pour un point q de cet ensemble :

$$v_{2q} * X_{s2}{}^2 + \left(\frac{Z_q d}{m_2 k} - v_{2q} * X_q \right) * X_{s2} - X_q * \frac{Z_s d}{m_2 k} = \varepsilon_q \quad \text{(A5)}$$

La somme pour tout les points q est à minimiser par rapport à l'inconnue X_{s2} :

$$\sum_{q=1}^{2*n_v} \left(\frac{\partial\left(\varepsilon_q^2\right)}{\partial X_{s2}} \right) = 0 \qquad \text{d'où l'équation du troisième ordre (A6) suivante :}$$

$$\left[\sum_{q=1}^{2*n_v} 2v_{2q}^2 \right] * X_{s2}{}^3 + \left[\sum_{q=1}^{2*n_v} \left(3v_{2q} * \left(\frac{Z_q d}{m_2 k_v} - v_{2q} * X_q \right) \right) \right] * X_{s2}{}^2 +$$
$$\left[\sum_{qi=1}^{2*n_v} \left(\left(\frac{Z_q d}{m_2 k_v} - v_{2q} * X_q \right)^2 + 2v_{2q} * \left(- X_q * \frac{Z_s d}{m_2 k} \right) \right) \right] * X_{s2} +$$
$$\left[\sum_{q=1}^{2*n_v} \left(\left(\frac{Z_q d}{m_2 k_v} - v_{2q} * X_q \right) * \left(- X_q * \frac{Z_s d}{m_2 k} \right) \right) \right] = 0$$

L'inconnue X_{s2} est la solution réelle à plus grande valeur absolue de cette équation.

A.2.2. Optimisation

Le calcul du coefficient de correction d'échelle k est menée à travers une optimisation de la solution de calibrage comprenant également les paramètres géométriques indépendants (X_{s1}, Y_{s1}, X_{s2}, Y_{s2}, Z_s et d). Pour cela, l'erreur de rétro-projection est définie comme la différence entre la projection théorique et la projection physique dans le film radiologique, d'un point q de l'ensemble des points de contrôle :

Pour le point (P_q) $[X_q, Y_q, Z_q]^T$, la projection physique dans chaque vue (notée i=1,2) est le point (p_{iq}) $[u_{iq}, v_{iq}]^T$ et la projection théorique est $(\bar{p}_{iq}) = [\bar{u}_{iq}, \bar{v}_{iq}]^T$. Ainsi le vecteur d'erreur de retro-projection (de chaque vue i=1,2), E_{iq} est donné par :

$$E_{iq} = \begin{bmatrix} \bar{u}_{iq} - u_{iq} \\ \bar{v}_{iq} - v_{iq} \end{bmatrix} \quad \text{(A7)}$$

En développant la projection théorique $[\bar{u}_{iq}, \bar{v}_{iq}]^T$ (fonction des paramètres X_{si}, Y_{si}, Z_s, d, k et des coordonnées 3D X_q, Y_q, Z_q), en ajoutant la perturbation δ aux paramètres et en linéarisant, le vecteur d'erreur de retro-projection pour un point (P_q) dans les deux vues (i=1,2), E_q devient :

$$E_q = \begin{bmatrix} E_{1q} \\ E_{2q} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} U_{1q}^{Xs1} & U_{1q}^{Ys1} & 0 & 0 & 0 & U_{1q}^{d} & 0 \\ 0 & V_{1q}^{Ys1} & 0 & 0 & V_{1q}^{Zs} & V_{1q}^{d} & V_{1q}^{k} \\ 0 & 0 & U_{2q}^{Xs2} & U_{2q}^{Ys2} & 0 & U_{2q}^{d} & 0 \\ V_{2q}^{Xs2} & 0 & 0 & 0 & V_{2q}^{Zs} & V_{2q}^{d} & V_{2q}^{k} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \delta_{Xs1} \\ \delta_{Ys1} \\ \delta_{Xs2} \\ \delta_{Ys2} \\ \delta_{Zs} \\ \delta_{d} \\ \delta_{k} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} U_{1q} \\ V_{1q} \\ U_{2q} \\ V_{2q} \end{bmatrix} \quad \text{(A8)}$$

avec les coefficients U_{iq} et V_{iq}, fonctions des paramètres (X_{si}, Y_{si}, Z_s, d, k)
et des coordonnées (X_q,Y_q,Z_q, u_{iq}, v_{iq}).

La matrice E, incluant le vecteur d'erreur de retro-projection E_q pour l'ensemble N_v de tous les points de contrôle visibles dans les radiographies, est alors construite :

$$[E]_{(4Nv,1)} = \begin{bmatrix} E_1 \\ \cdots \\ E_q \\ \cdots \\ E_{Nv} \end{bmatrix} = [A]_{(4Nv,7)}[X]_{(7,1)} + [B]_{(4Nv,1)} \quad \text{(A9)}$$

Sous cette forme, on obtient:

$$E^T E = \sum_{q=1}^{Nv} \left[(\overline{u}_{1q} - u_{1q})^2 + (\overline{v}_{1q} - v_{1q})^2 + (\overline{u}_{2q} - u_{2q})^2 + (\overline{v}_{2q} - v_{2q})^2 \right] \quad \text{(A10)}$$

Cette valeur représente l'erreur globale (sur les plans verticaux et horizontaux des deux vues et pour l'ensemble des points de contrôle visibles). L'optimisation correspond alors à sa simple minimisation selon la forme précédemment donnée (A4) :

$$\frac{\partial(E^T E)}{\partial X} = 0 \quad \text{d'où} \quad X = (A^T A)^{-1}(A^T B)$$

La solution optimisée des paramètres et notament la valeur du coefficient d'échelle k est donnée en ajoutant, le vecteur $X = [\delta X_{s1}, \delta Y_{s1}, \delta X_{s2}, \delta Y_{s2}, \delta Z_s, \delta d, \delta k]^T$ à la solution initiale $[X_{s1}, Y_{s1}, X_{s2}, Y_{s2}, Z_s, d, k]^T$.

A.3 Données radiologiques des patients de l'étude

Sont présentés dans cette partie les données cliniques des vingt patients scoliotiques et du patient cyphotique des *Hôptiaux Universitaires de Strasbourg* analysés en 3D dans cette étude :

- Sexe, âge, niveaux de fusion (niveaux de discectomie)
- Radiographies pré opératoires frontale et latérale (angles de Cobb, cyphose thoracique, lordose lombaire)
- Reconstruction tridimensionnelle pré opératoire
- Radiographies pré opératoires en inclinaison droite et gauche (angles ce Cobb contraints)
- Radiographies post opératoires frontale et latérale (angles de Cobb, cyphose thoracique, lordose lombaire)
- Reconstruction tridimensionnelle post opératoire

Globalement, les mesures radiologiques pré et post opératoires de la population scoliotique étudiée sont données dans le tableau suivant (Tableau A-1):

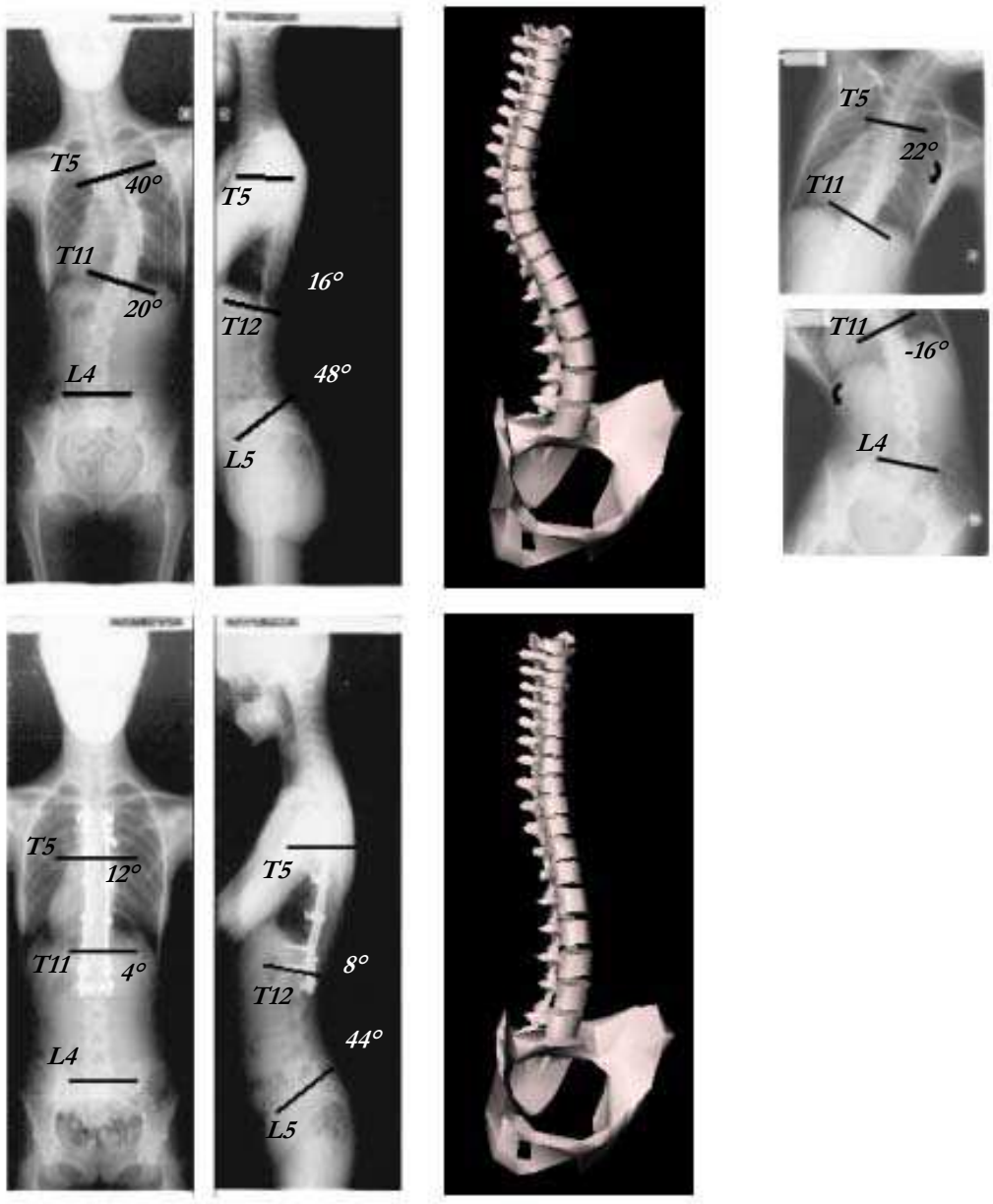
Tableau A-1 : Angle de Cobb thoracique et lombaire , Cyphose thoracique et Lordose lombaire pré et post opératoire moyenne, [minimum et maximum]

	Pré Opératoire	Post Opératoire
Angle de Cobb thoracique	48° [20° 78°]	17° [4° 48°]
Angle de Cobb lombaire	43° [20° 64°]	12° [0° 22°]
Cyphose thoracique	24° [0° 60°]	20° [2° 38°]
Lordose lombaire	42° [6° 60°]	45° [30° 60°]

Patient 178/00

F, 16 ans

Fusion postérieure T4 à L1

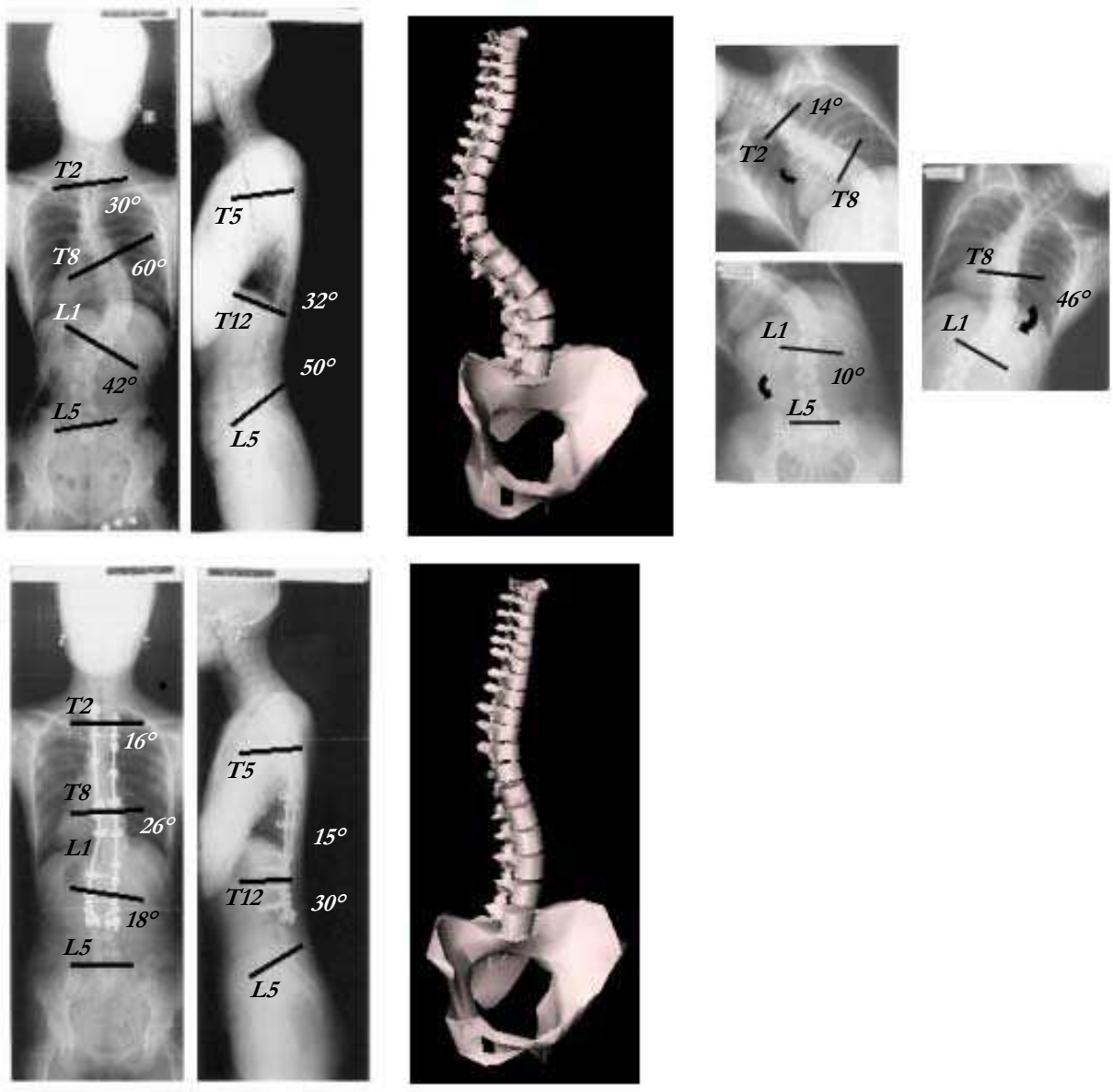


Patient 642/00

F, 17 ans

Fusion postérieure T2 à L3

(associée une libération antérieure par thoracoscopie)

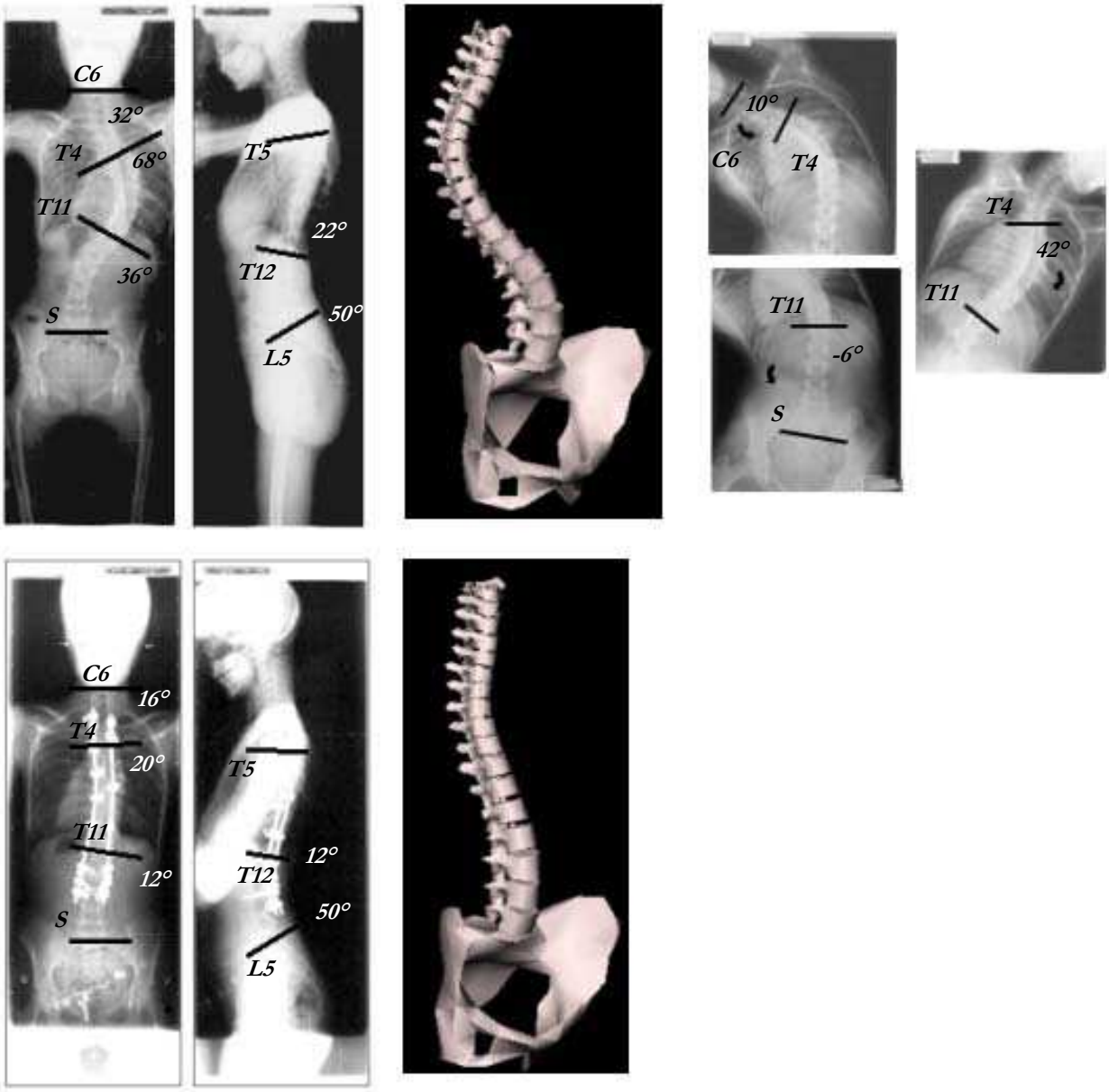


Patient 648/00

F, 13 ans, sacralisation de L5

Fusion postérieure T3 à L3

(associée une libération antérieure par thoracoscopie)

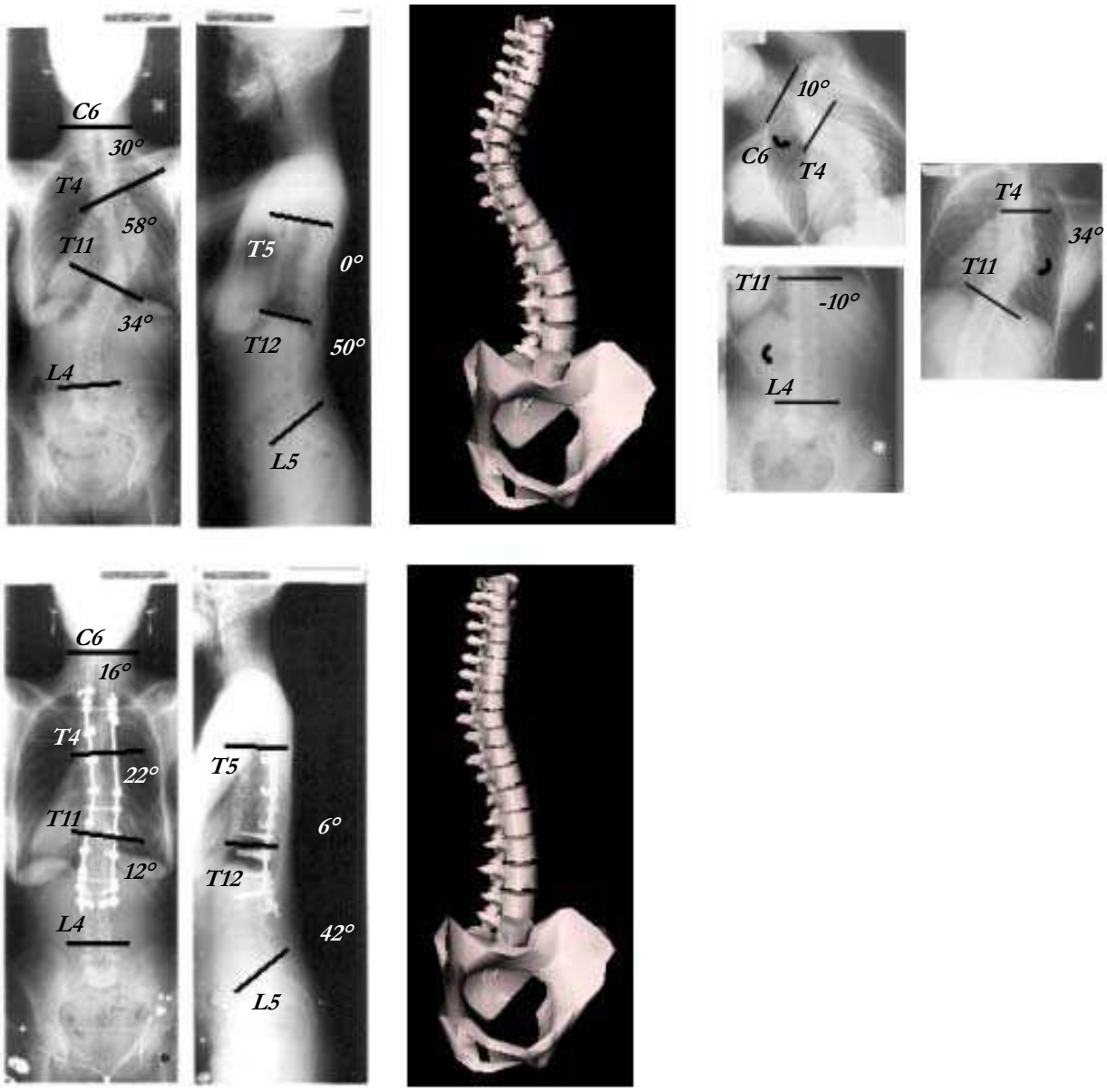


Patient 745/00

F, 34 ans

Fusion postérieure T2 à L2

(associée une libération antérieure par thoracoscopie)

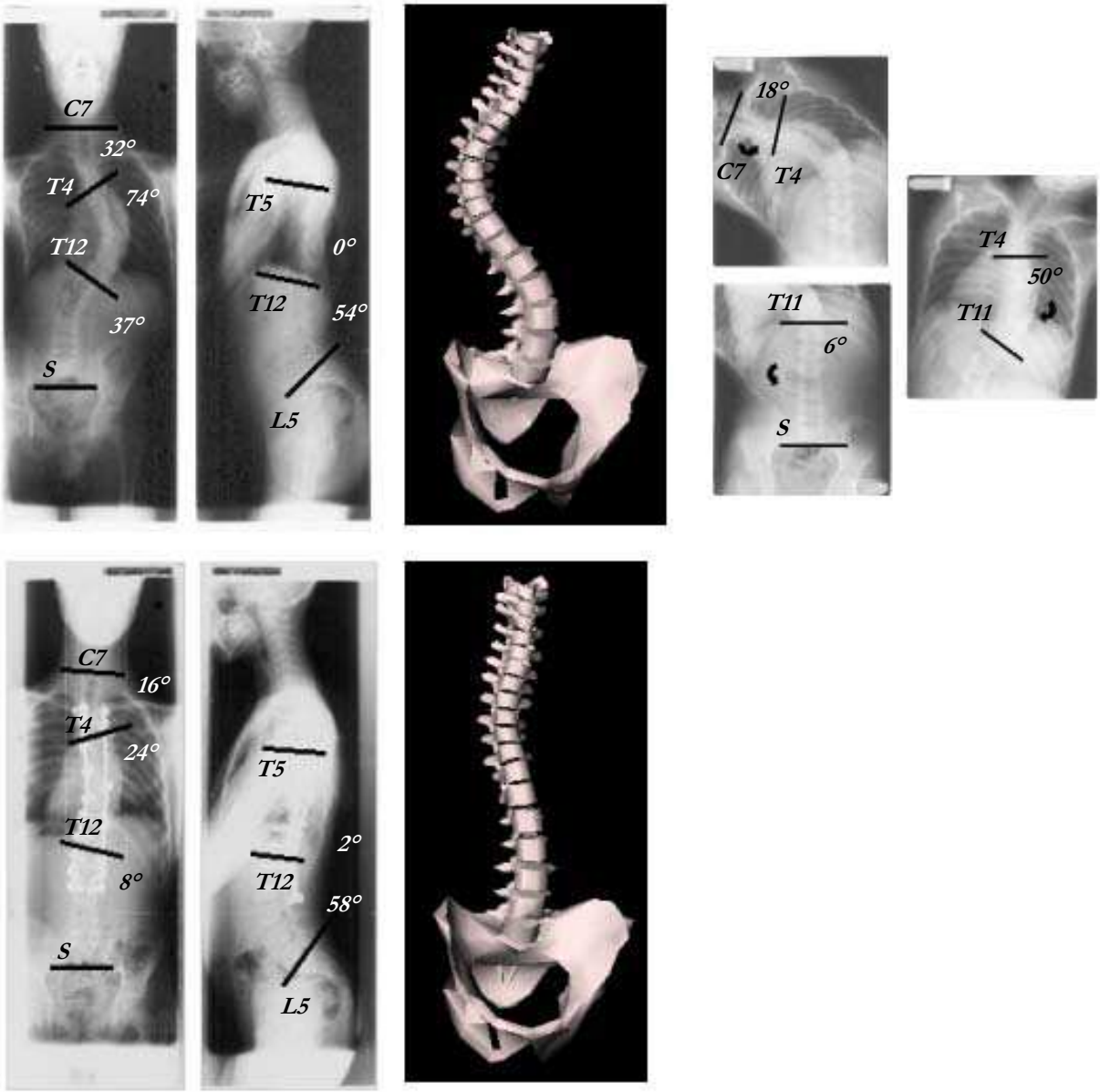


Patient 29/01

M, 13 ans

Fusion postérieure T3 à L2

(associée une libération antérieure par thoracoscopie)

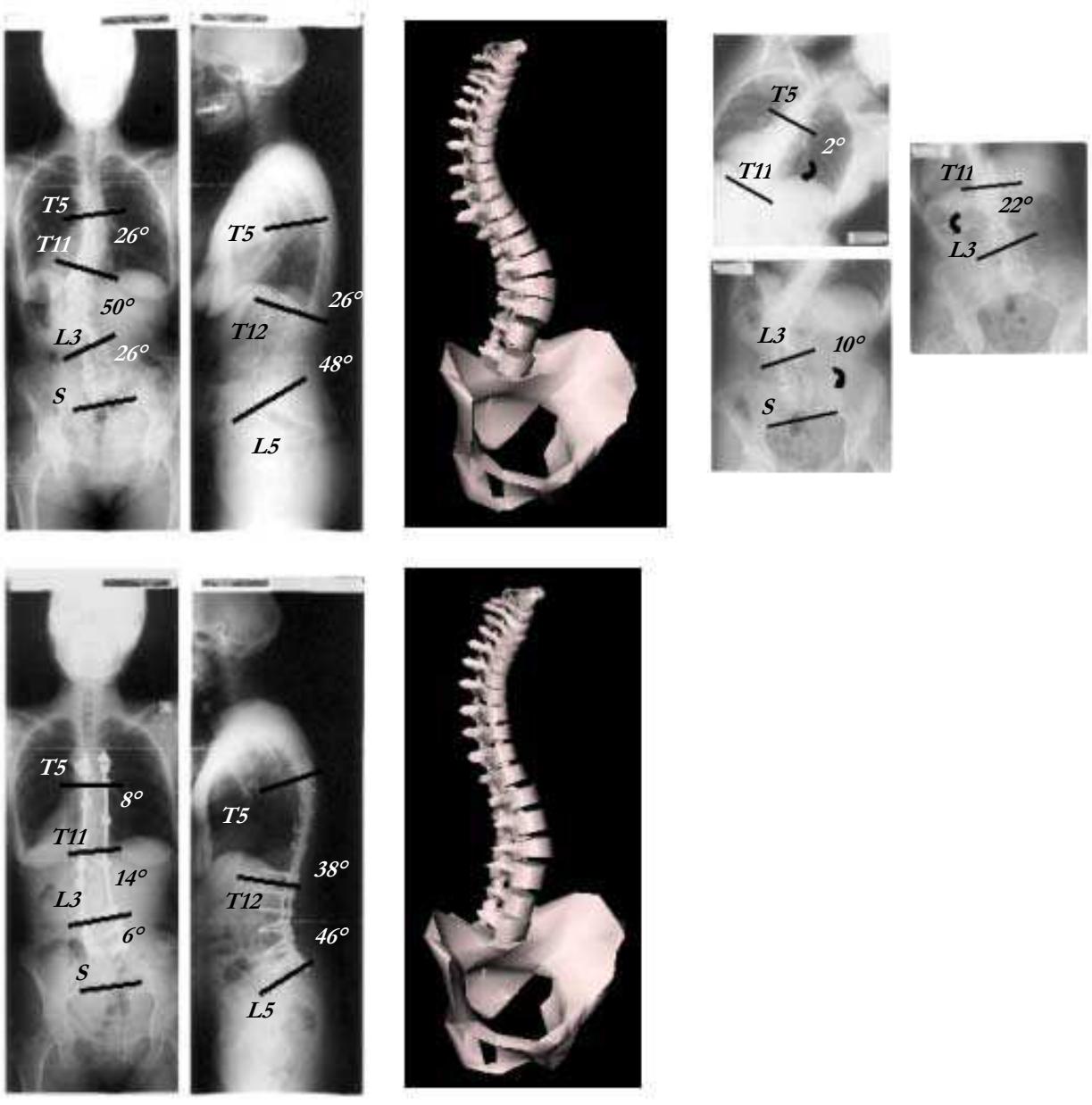


Patient 118/01

F, 56 ans

Fusion postérieure T6 au Sacrum

(associée une libération antérieure par abord thoracolombaire vidéoassisté)

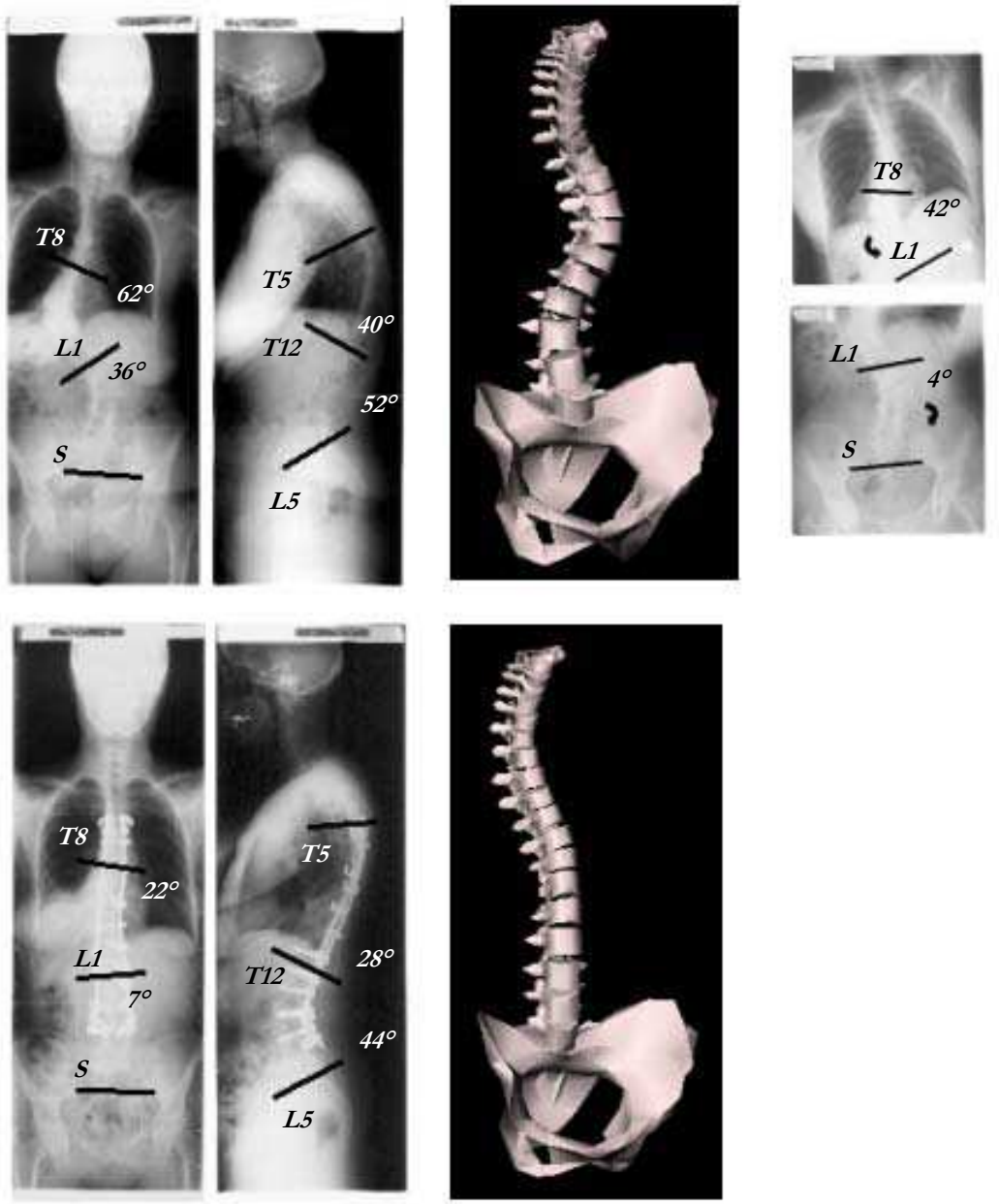


Patient 175/01

F, 56 ans

Fusion postérieure T5 à L4

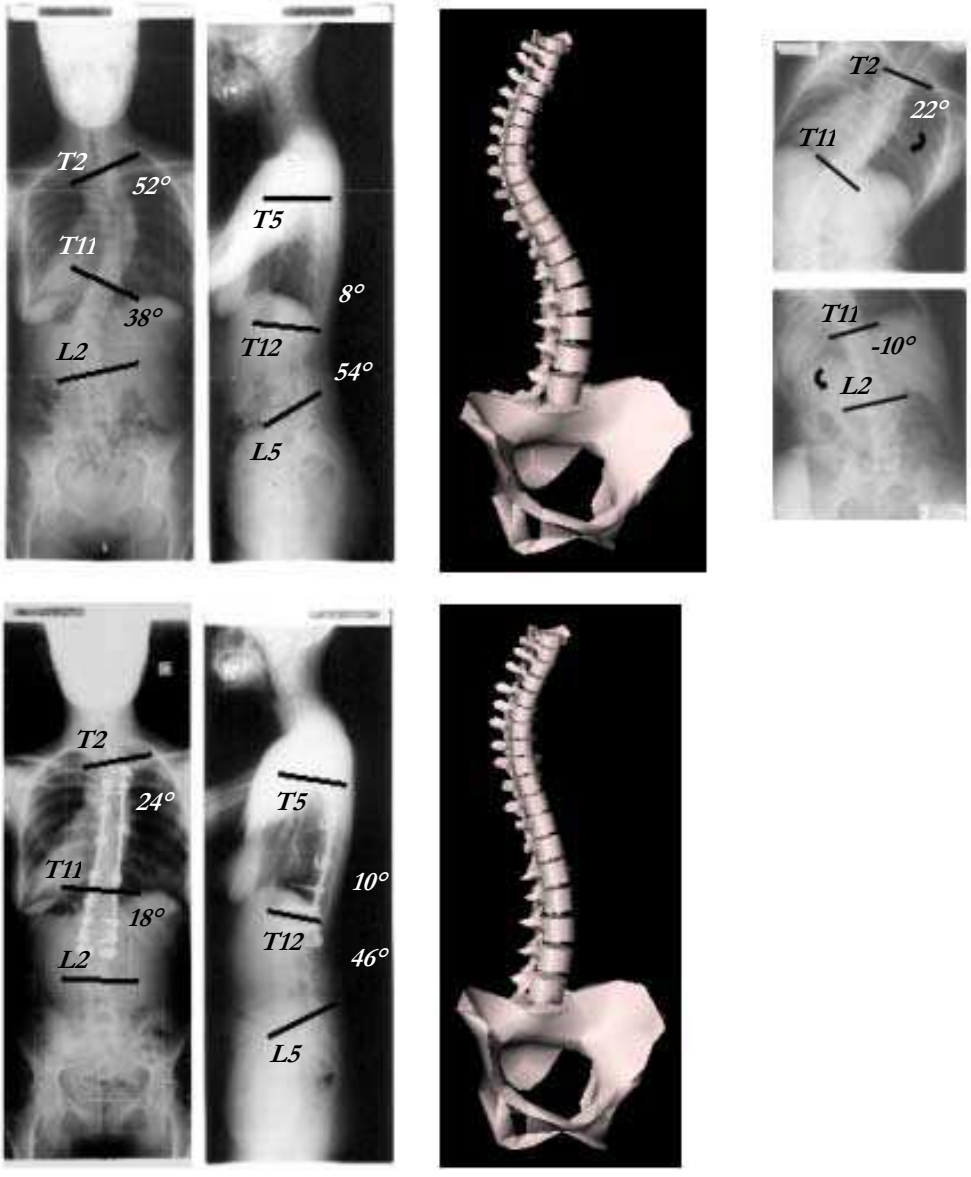
(associée une libération antérieure par abord thoracolombaire vidéoassisté)



Patient 263/01

F, 24 ans, lombalgisation de S1

Fusion postérieure T4 à L2

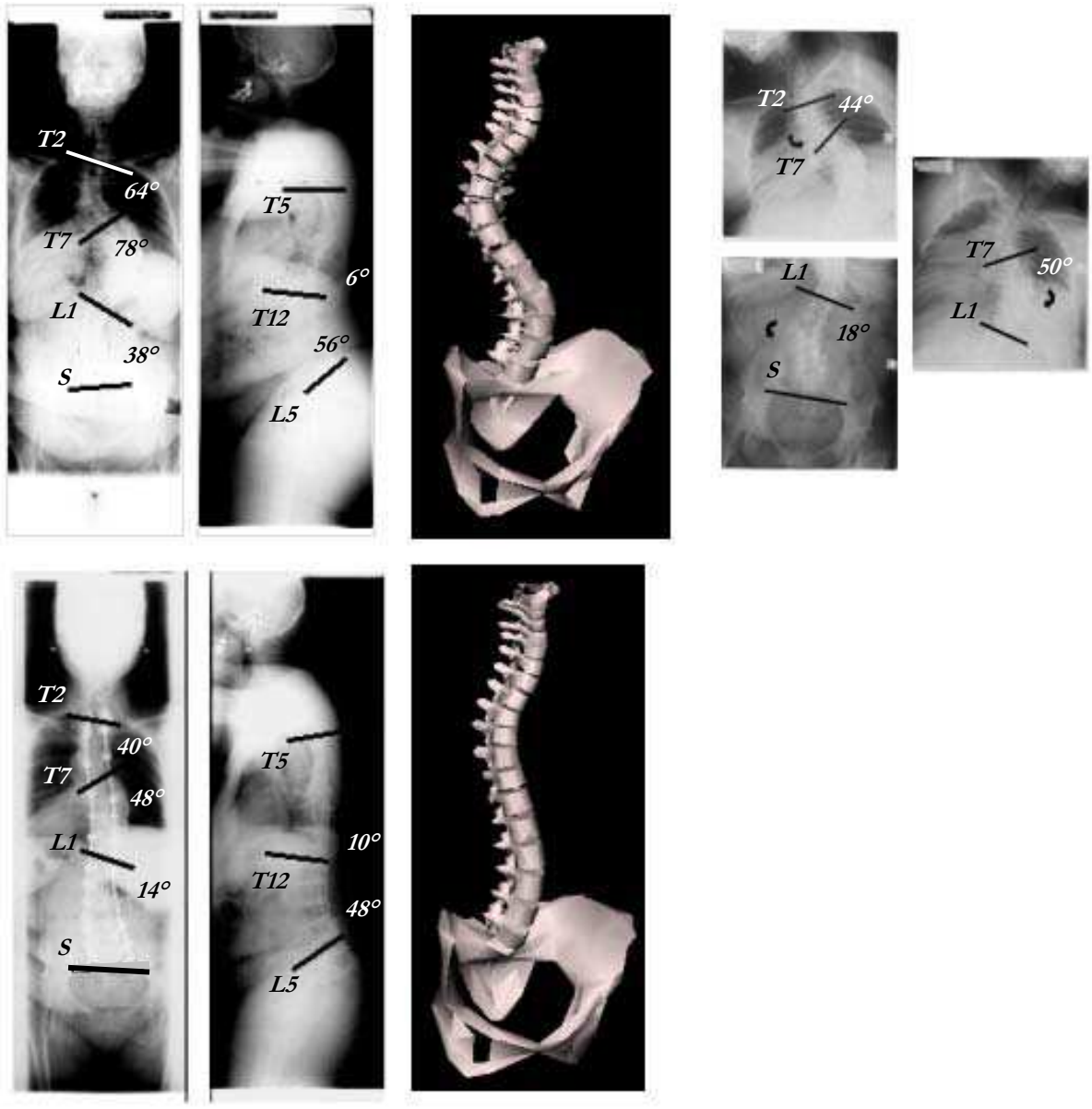


Patient 330/01

F, 54 ans

Fusion postérieure T2 au Sacrum

(associée une libération antérieure par thoracoscopie)

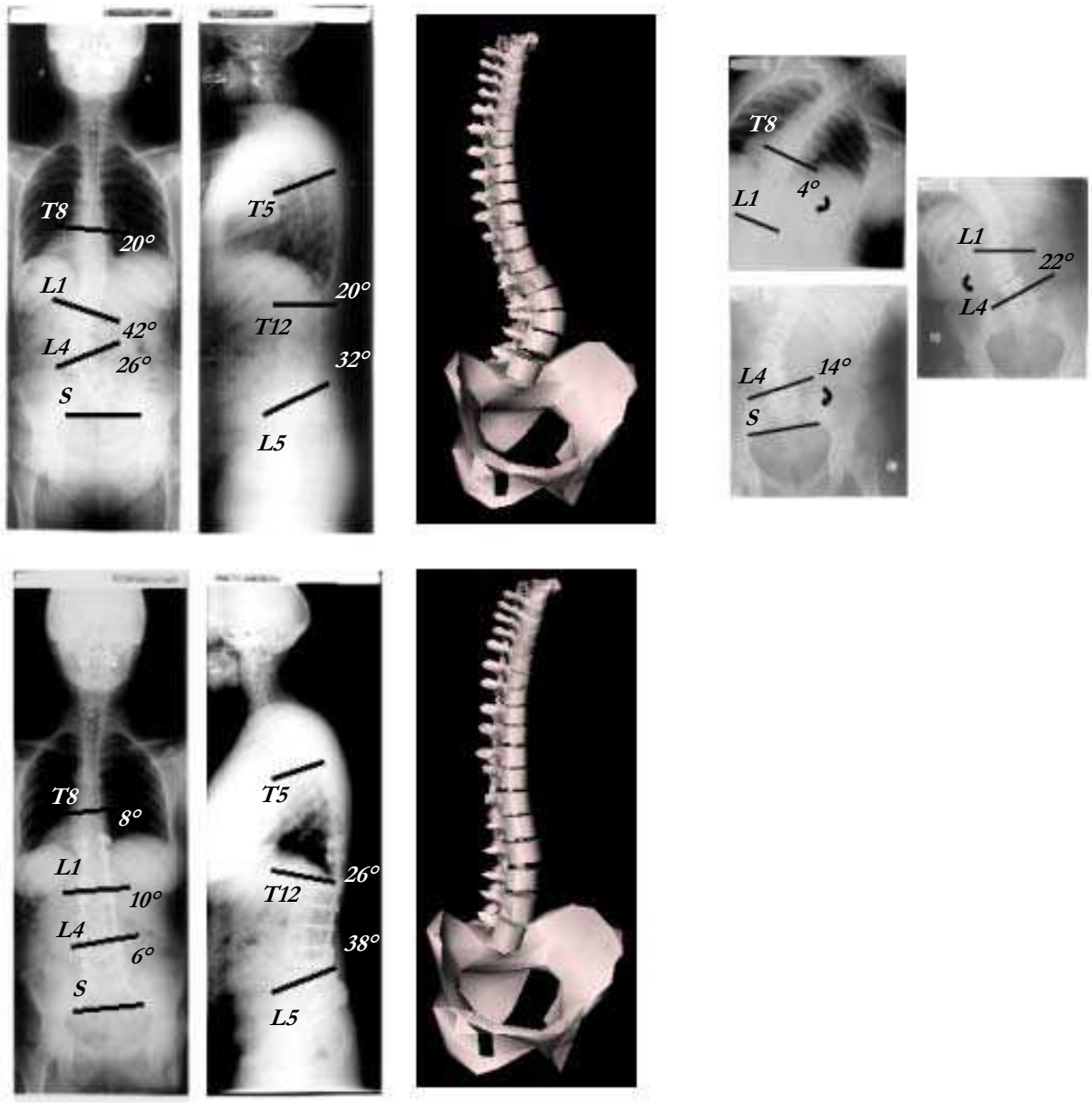


Patient 387/01

F, 49 ans

Fusion postérieure T10 au Sacrum

(associée une libération antérieure par abord thoracolombaire vidéoassisté)

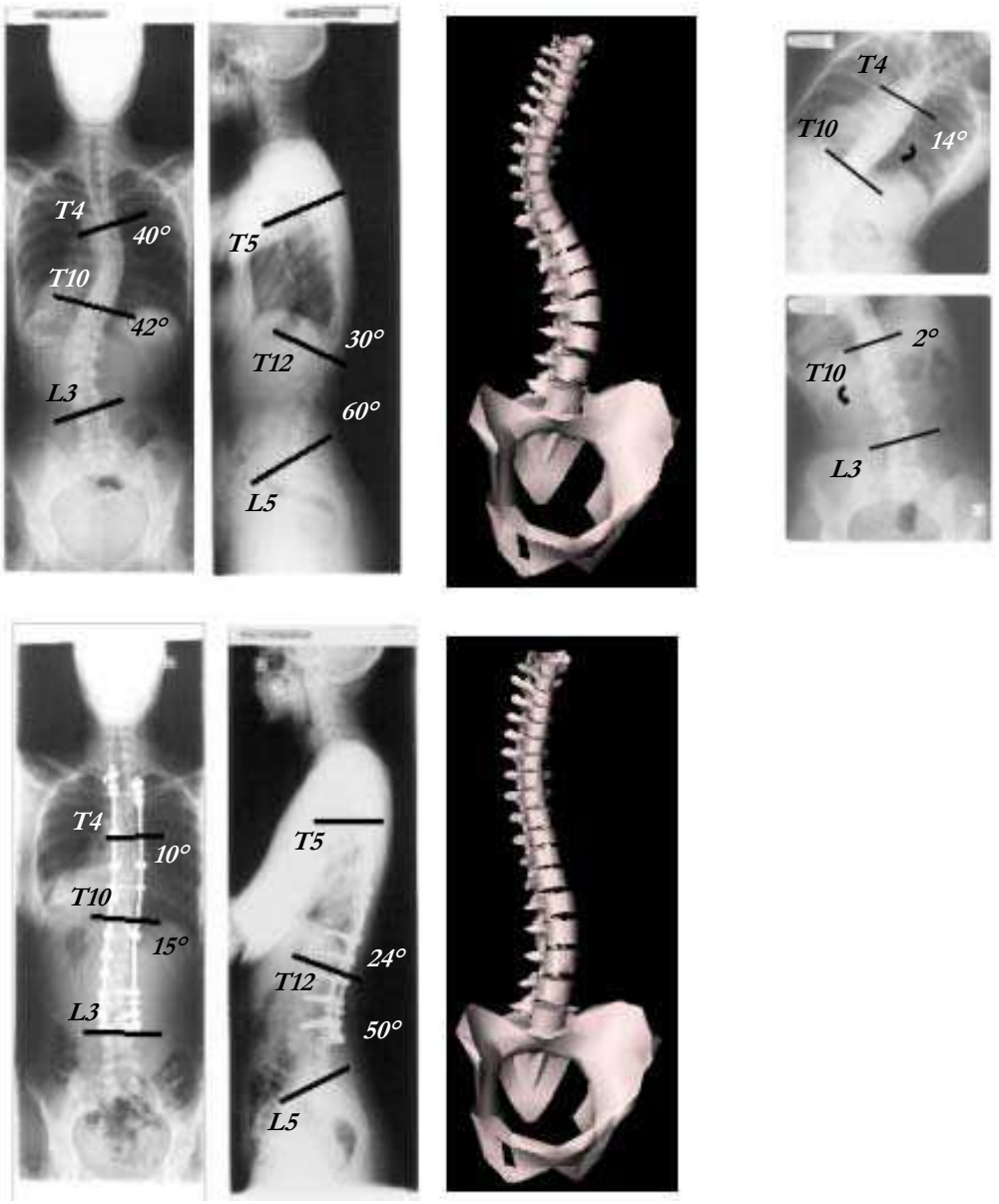


Patient 397/01

F, 33 ans

Fusion postérieure T2 à L3

(associée une libération antérieure par thoracoscopie)

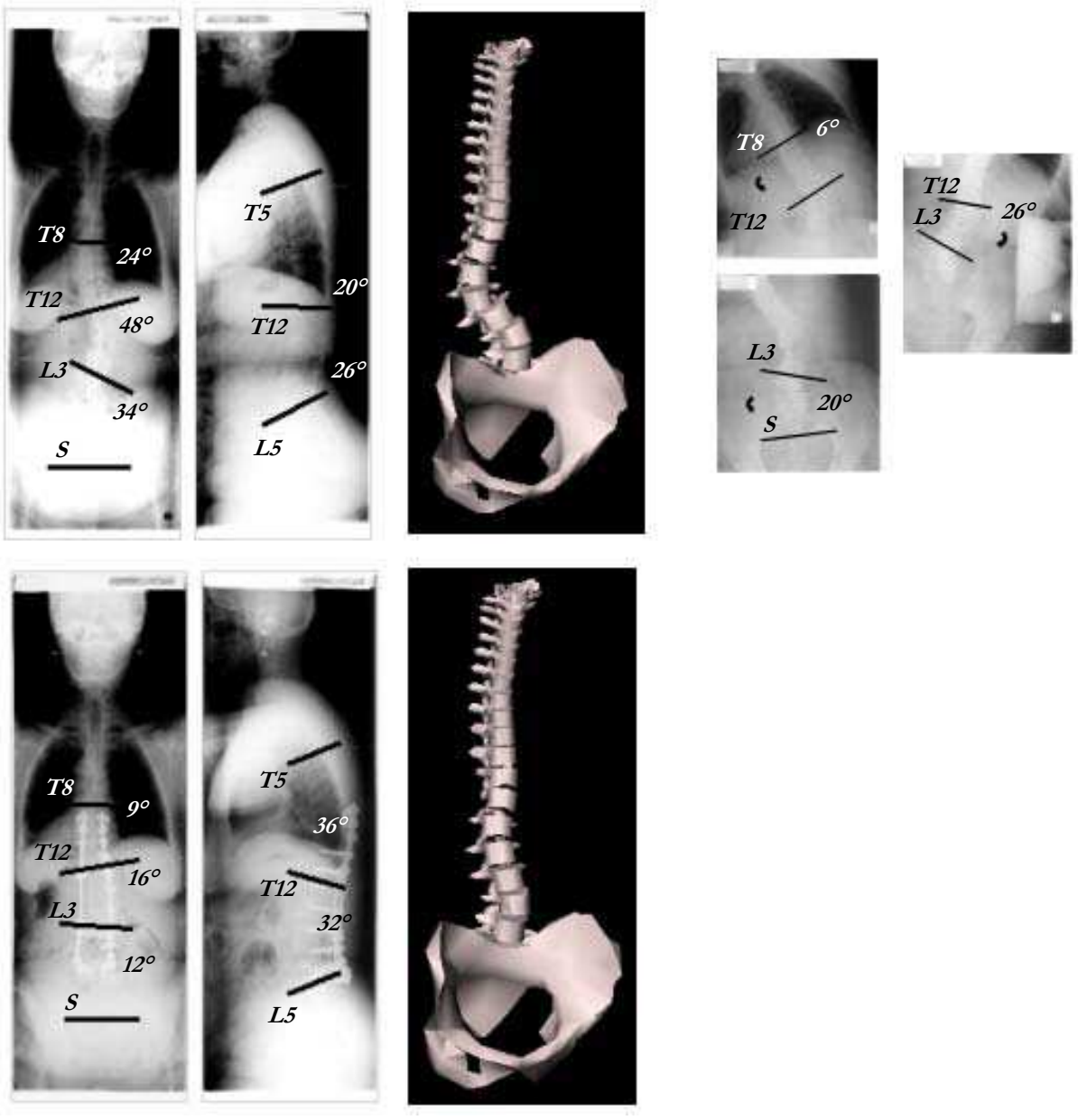


Patient 496/01

F, 58 ans

Fusion postérieure T8 à L5

(associée une libération antérieure par abord thoracolombaire vidéoassisté)

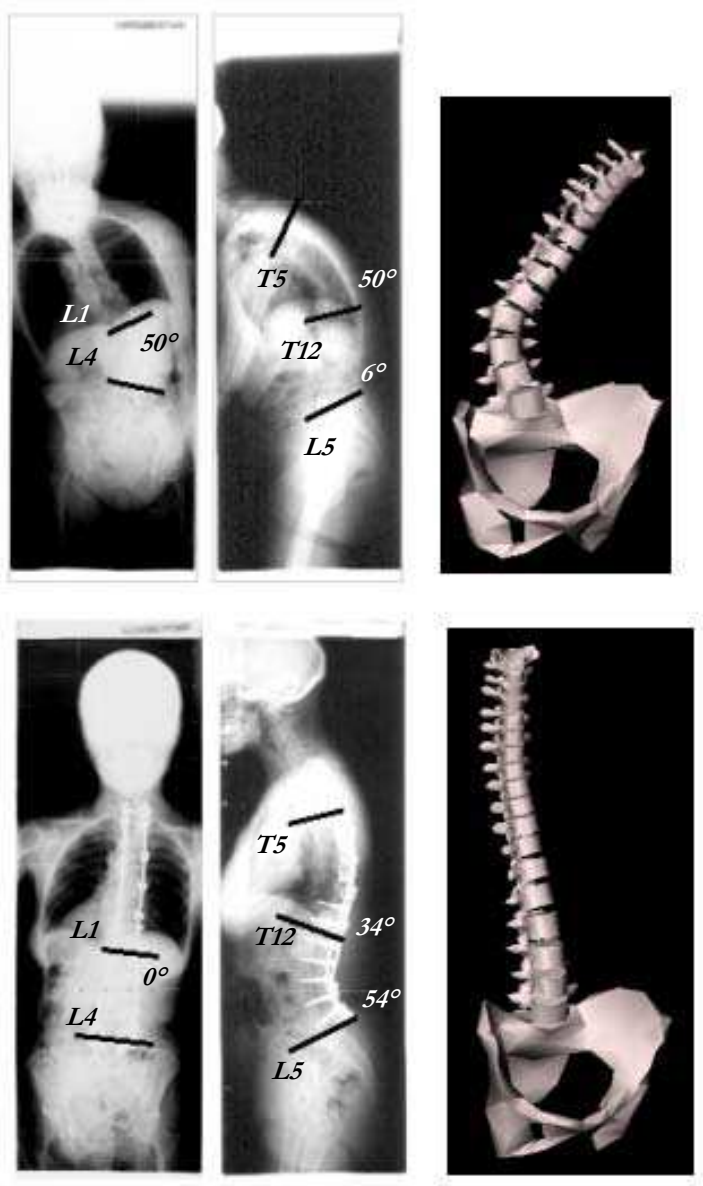


Patient 538/01

F, 67 ans

Fusion postérieure T1 au Sacrum

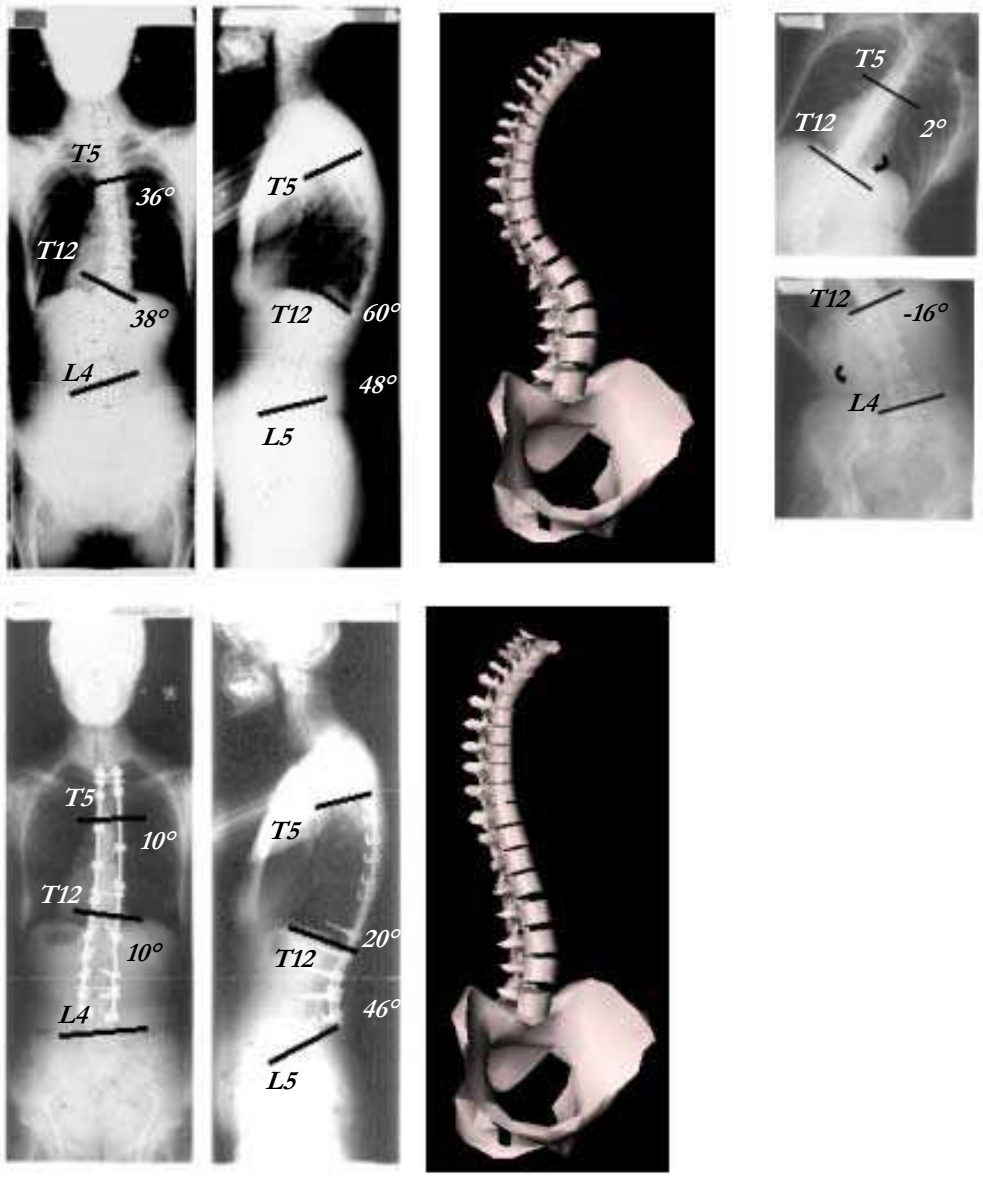
(associée une libération antérieure par abord thoracolombaire vidéoassisté)



Patient 555/01

F, 44 ans

Fusion postérieure T3 à L3

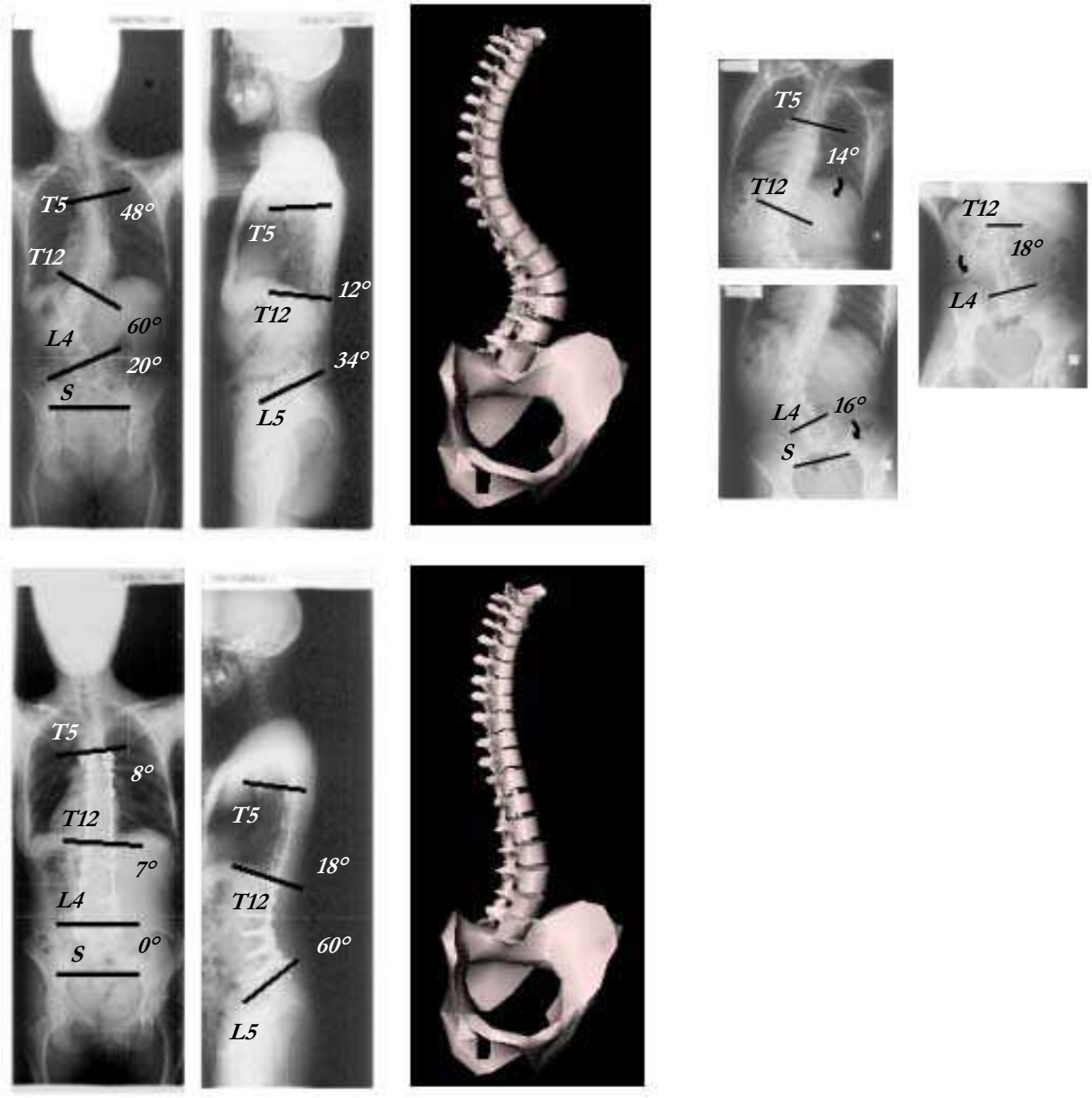


Patient 783/01

F, 44 ans

Fusion postérieure T6 à L5

(associée une libération antérieure par abord thoracolombaire vidéoassisté)

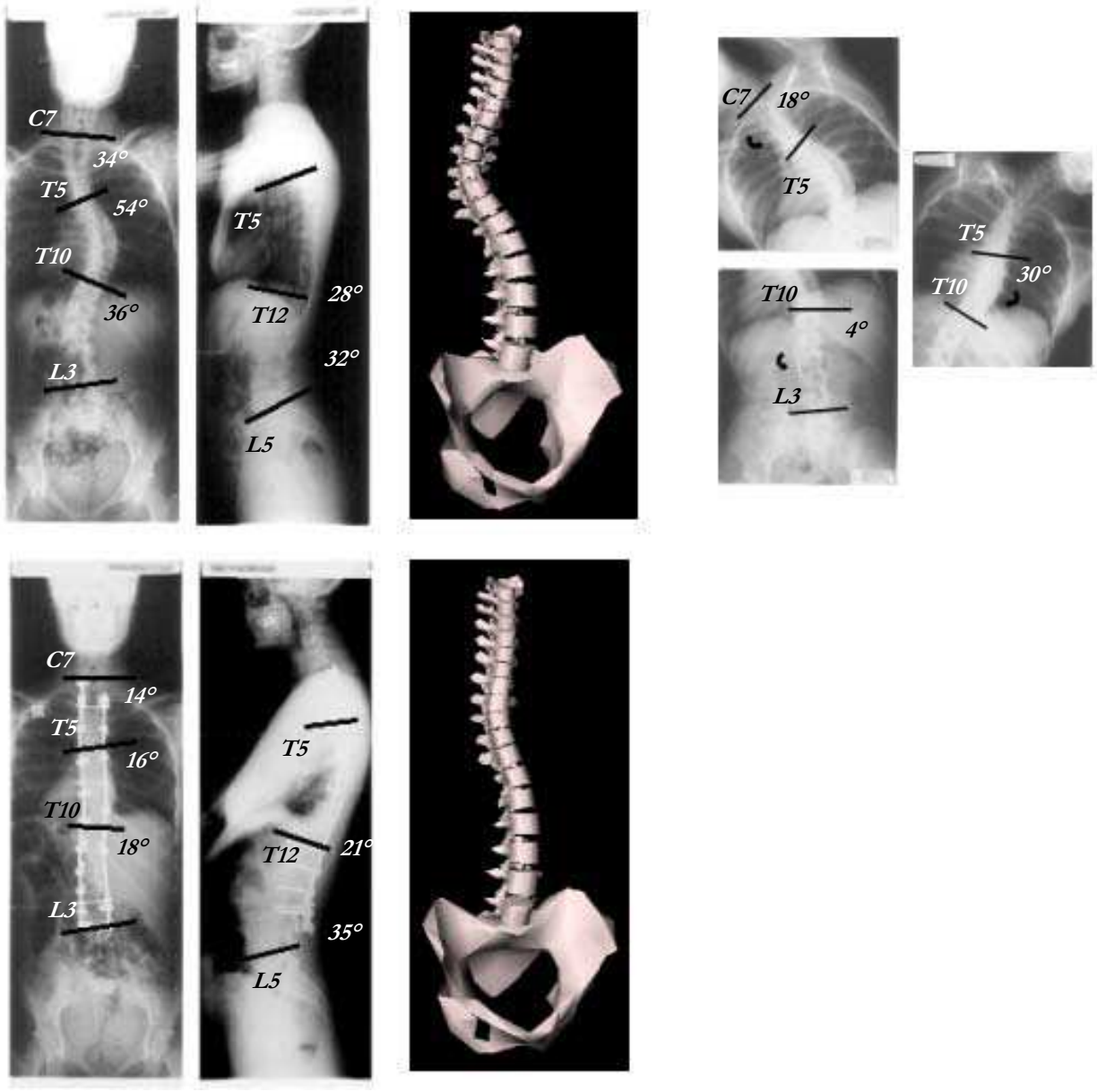


Patient 796/01

F, 29 ans, sacralisation L5

Fusion postérieure C7 à L2

(associée une libération antérieure par thoracoscopie)

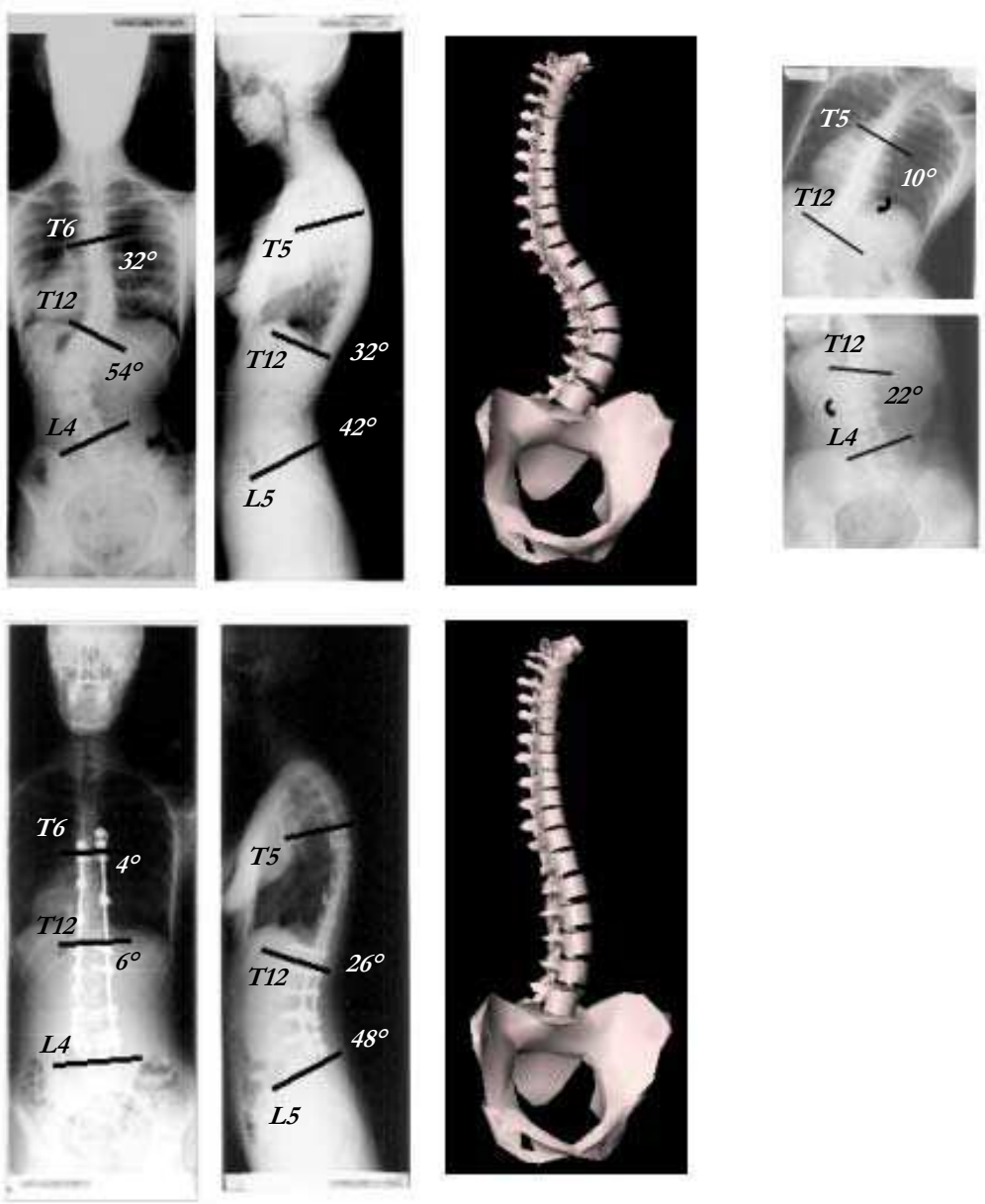


Patient 833/01

F, 18 ans

Fusion postérieure T5 à L4

(associée une libération antérieure par abord thoracolombaire vidéoassisté)

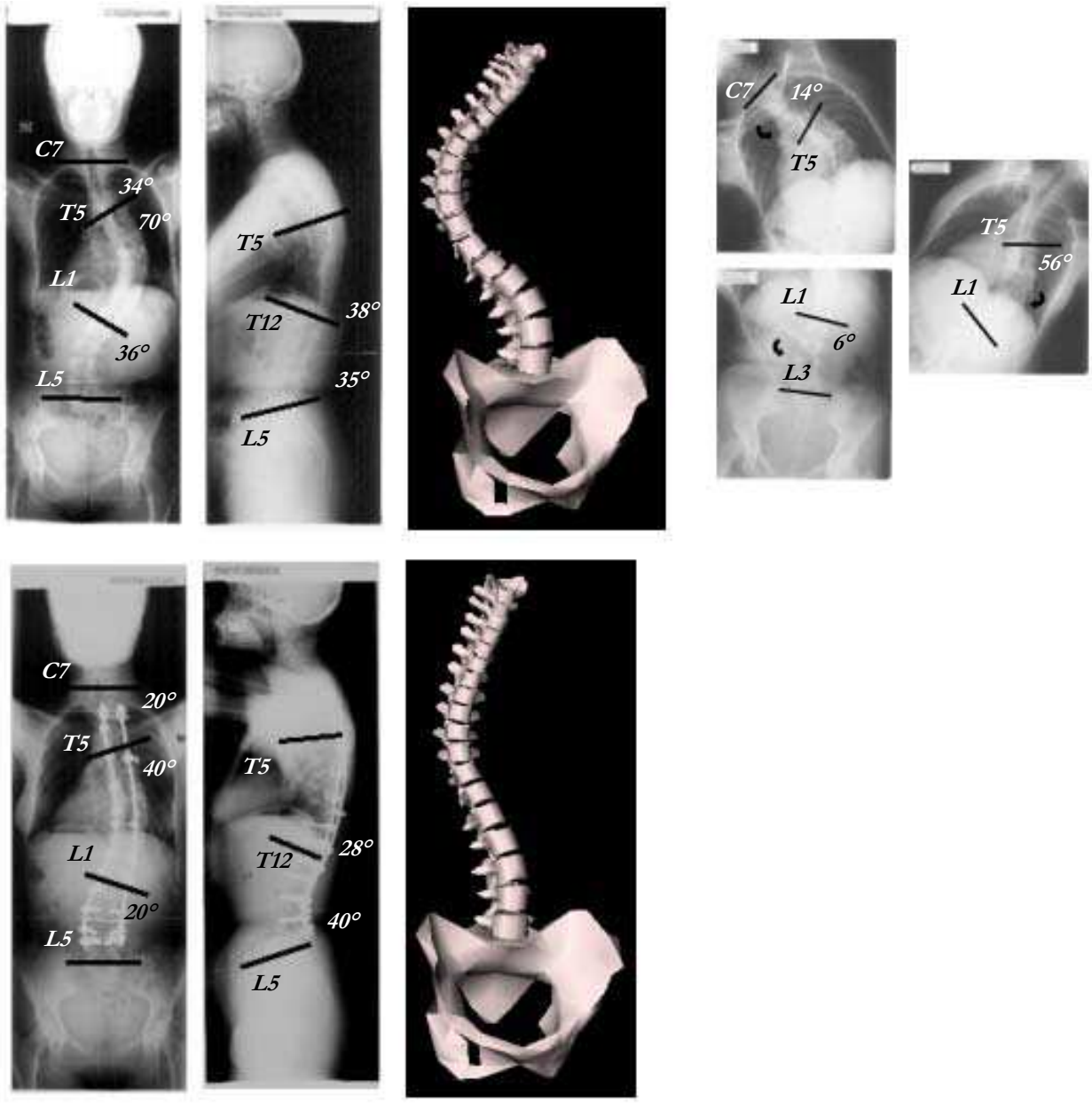


Patient 838/01

F, 41 ans

Fusion postérieure T2 à L5

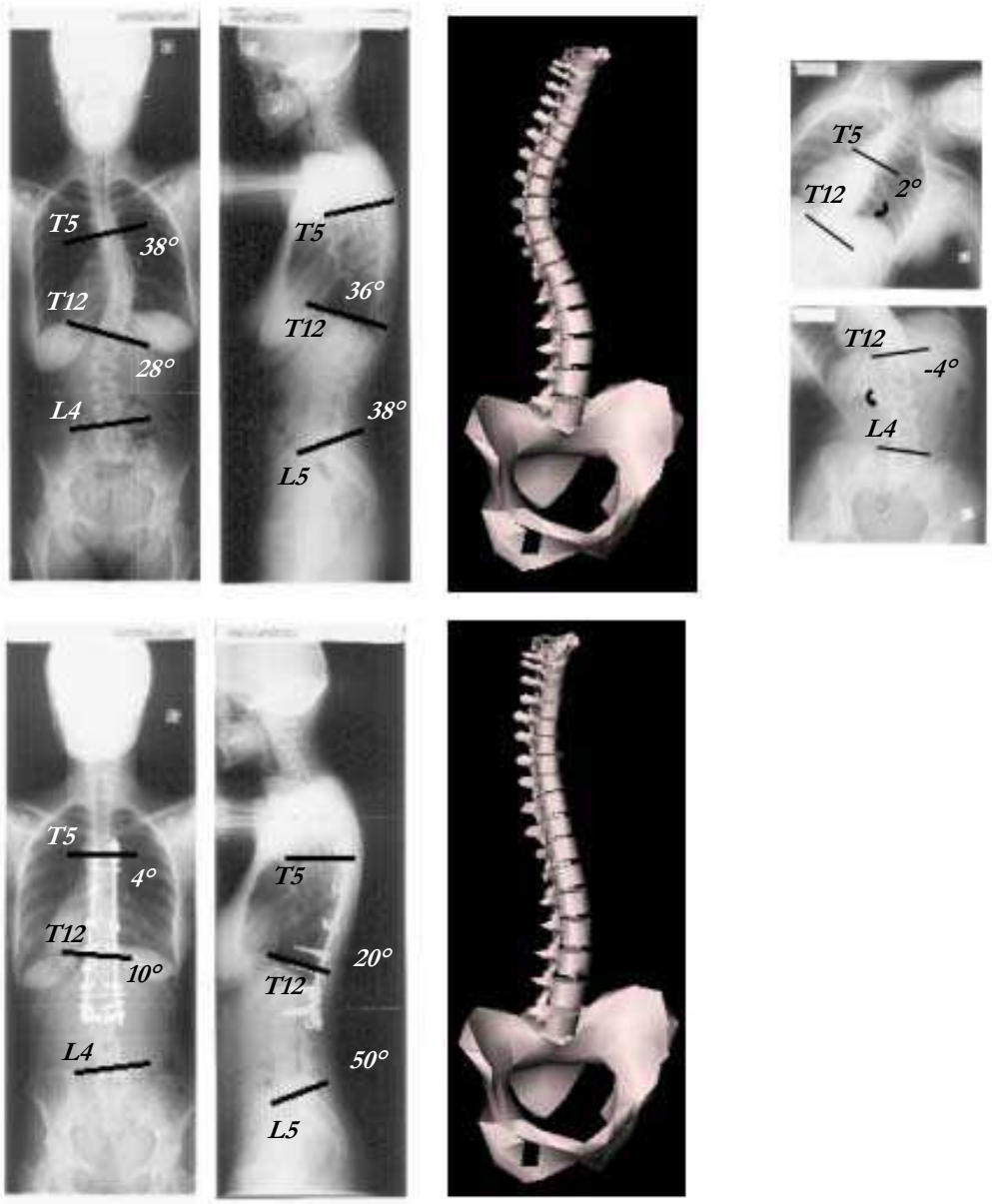
(associée une libération antérieure par thoracoscopie)



Patient 1012/01

F, 24 ans

Fusion postérieure T5 à L2

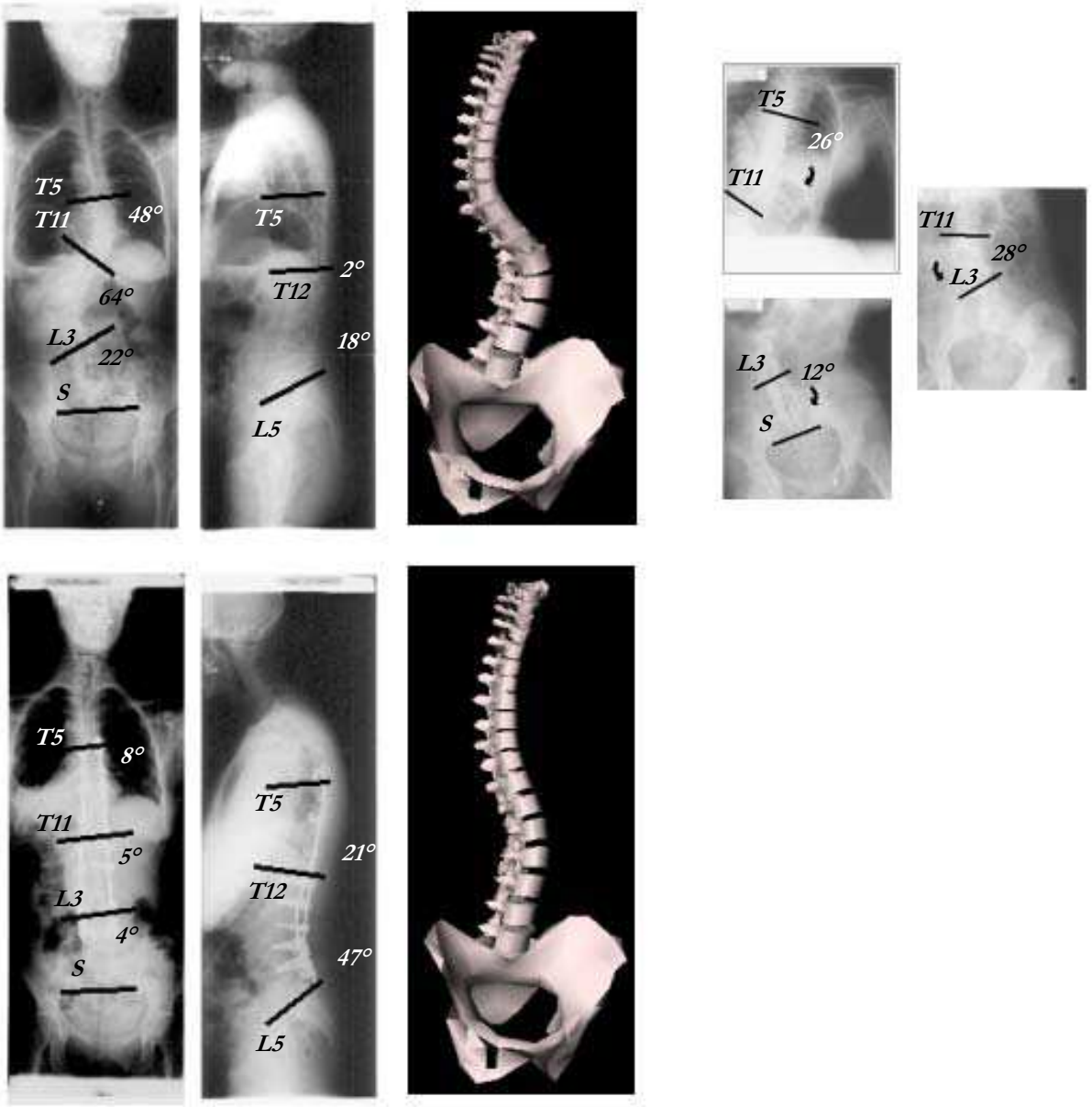


Patient 26/02

F, 46 ans

Fusion postérieure T6 à L4

(associée une libération antérieure par abord thoracolombaire vidéoassisté)

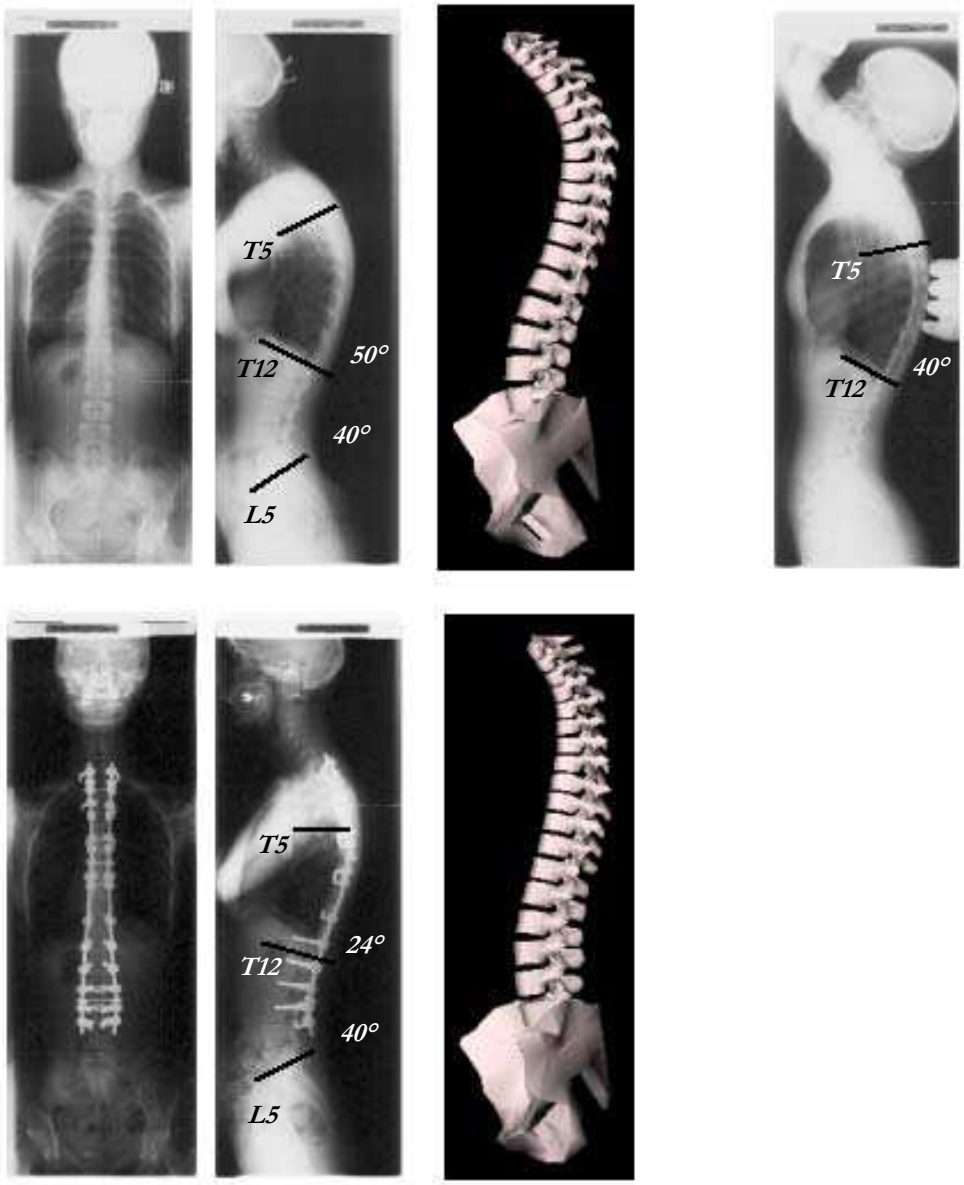


Patient 1009/01

F, 29 ans

Fusion postérieure T1 à L3

(associée une libération antérieure par thoracoscopie)



ANALYSE BIOMECANIQUE DE LA CORRECTION DES SCOLIOSES PAR LA TECHNIQUE DU MODELAGE IN SITU

RESUME: L'objectif de cette étude est l'analyse d'une technique chirurgicale de réduction de la déformation scoliotique, au travers des différents outils que sont la reconstruction tridimensionnelle du rachis dans les temps pré et post opératoires et la simulation par la méthode des éléments finis.
Un dispositif de stéréoradiographie spécifique a été développé et a permis la reconstruction du rachis d'une vingtaine de patients scoliotiques.
Cette modélisation géométrique a été validée en terme d'orientation relative des vertèbres reconstruites et a conduit à une analyse de la déformation du rachis et de sa correction chirurgicale, de manière segmentaire et au cœur même de la « torsion » de la scoliose.
Les phénomènes de correction siégeant pendant la chirurgie ont été appréhendés lors de la simulation par éléments finis de deux cas réels, l'un de cyphose et l'autre de scoliose. Cette simulation a été basée sur un modèle global et personnalisé du rachis où le comportement élasto-plastique de l'instrumentation et les conditions aux limites complexes ont été pris en compte (les manœuvres du chirurgien se traduisant par les charges et décharges successives de flexion sur une tige attachée au rachis). Les résultats prédictifs de simulation se sont révélés cohérents, comparés à la reconstruction tridimensionnelle post opératoire.
Ces outils d'analyse peuvent constituer une aide au clinicien lors du diagnostic et de la planification de l'opération chirurgicale.

Mots-clés: *rachis, scoliose, correction chirurgicale, reconstruction tridimensionnelle, simulation en éléments finis*

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF SCOLIOSIS CORRECTION BY THE IN SITU CONTOURING TECHNIQUE

ABSTRACT: The purpose of this study was to analyse the surgical correction of scoliotic deformity through several biomechanical tools : a pre and post operative three-dimensional reconstruction of the spine and a finite element model.
A specific device was developed and enabled the three-dimensional reconstruction of twenty scoliotic patients.
The three-dimensional relative orientations of the reconstructed vertebrae were validated. This geometrical modelling allowed to analyse the spinal deformations and the effects of the surgery. This analysis was performed at the segmental level and at the « torsional » level of the scoliotic curves.
The correction mechanisms during the surgery were analysed through the simulation of two clinical cases (one kyphotic and one scoliotic patients). A global personalized model was thus used including the elasto-plastic behaviour of the implants and the complex boundary conditions (several bendings of a rod correspond to successive load and unload). The predictive results were found coherent compared to the post operative three-dimensional reconstructions.
These means of analysis could yield future clinical tools for diagnosis and surgical planning.

Keywords: *spine, scoliosis, surgical correction, three-dimensional reconstruction, finite element simulation*

