

Université de Montréal

MODÉLISATION ET ANALYSE DES DÉPLACEMENTS VERTÉBRAUX EN
CHIRURGIE DE LA SCOLIOSE

par

Paule Brodeur

Institut de génie biomédical

Faculté de médecine

Thèse présentée à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de
Philosophiæ Doctor (Ph.D.)
en génie biomédical

Mai 2000

© Paule Brodeur 2000



W
4
U58
2000
v. 104

Université de Montréal

MODIFICATION ET ANALYSE DES OBTAINEMENTS ANTÉRIEURS EN
CORRUE ET LA SCOLARITÉ

Paula Bickart

Institut de génie chimique

Faculté de médecine

Thèse présentée à la Faculté de médecine

en vue de l'obtention du grade de

Pharmacien Doctor (Ph.D.)

en génie chimique

1999

1999



Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Cette thèse intitulée:

MODÉLISATION ET ANALYSE DES DÉPLACEMENTS VERTÉBRAUX EN CHIRURGIE
DE LA SCOLIOSE

présentée par :

Paule Brodeur

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

M. Carl-Éric Aubin, Ph.D., président

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

M. Jacques de Guise, Ph.D., membre et co-directeur de recherche

M. Bernard Peuchot, Ph.D., membre externe

M. Pierre Mercier, M.D., membre

M. Jean-Yves Lapointe, Ph.D., représentant du doyen

Thèse acceptée le:.....

SOMMAIRE

Cette thèse s'intéresse aux déplacements vertébraux induits par des chirurgies de la scoliose de type Cotrel-Dubousset, durant lesquelles une manœuvre de dérotation d'un implant rachidien est réalisée. La quantification de ces déplacements est complexe, les segments instrumentés étant composés de plusieurs unités indépendantes, les vertèbres, pouvant se déplacer dans les 3 plans anatomiques. Une méthode permettant le suivi per-opératoire des vertèbres instrumentées a été développée, qui intègre des mesures per-opératoires à des modèles 3D des vertèbres réalisés à l'aide d'une technique de reconstruction stéréoradiographique. Pour cela, les méthodes de localisation d'objets utilisées en robotique sont jumelées aux outils de reconstruction et de visualisation déjà développés au laboratoire informatique sur la scoliose 3D de l'hôpital Ste-Justine.

Les mesures per-opératoires ont été réalisées à l'aide d'un numériseur 3D à champs magnétiques. Cinq à six points, situés sur des surfaces pré-définies de la partie postérieure des vertèbres, ont été numérisés. Un programme de recalage points-surfaces, basé sur un processus itératif ainsi que sur les connaissances a priori de la localisation de ces points, permet d'ajuster les données per-opératoires au modèle 3D pré-opératoire de chaque vertèbre. Un modèle 3D per-opératoire est ainsi obtenu.

Le système développé a été validé d'abord en simulant la numérisation per-opératoire, puis en réalisant des mesures sur une colonne sèche. Les positions estimées des points numérisés et des repères anatomiques (servant à réaliser le modèle 3D) ont ensuite été comparées aux positions connues sur un modèle de référence. Les résultats de cette validation ont permis de recommander d'utiliser un modèle 3D reconstruit à partir de 6 repères anatomiques par vertèbre, de corriger ces repères par un logiciel lissant leurs positions et minimisant les incohérences géométriques des modèles 3D vertébraux, de représenter les surfaces par des grilles et d'utiliser l'algorithme de recalage ICP

(Iterative Closest Point). Un choix optimal de localisation et de nombre de points numérisés a aussi pu être offert.

La première hypothèse clinique à vérifier était que la manœuvre de dérotation induit peu de dérotation axiale des vertèbres, mais plutôt une dérotation en bloc de segments de la colonne et la deuxième qu'il existe un patron des déplacements vertébraux (translations et rotations) associé à la chirurgie C-D. Les mesures per-opératoires pré/post-instrumentation réalisées sur vingt-deux patients ont permis de vérifier qu'il y avait correction de la scoliose dans le plan frontal, de la cyphose et de la lordose dans le plan sagittal; que la dérotation axiale et les rotations intervertébrales n'étaient pas significatives. Les différences de translations et de rotations entre les vertèbres apicales et limites ont démontré que les vertèbres instrumentées subissaient pourtant des mouvements individuels.

La première hypothèse est donc vérifiée puisque le principal mouvement des courbes instrumentées est une translation auquel se superposent des déplacements vertébraux individuels moins importants. La deuxième hypothèse a aussi été vérifiée. En effet, dans les plans frontal et sagittal, un patron des déplacements vertébraux a pu être déduit pour les courbes thoraciques droites et thoraciques droites-lombaires gauches. Les rotations axiales n'ont semblé obéir à aucune tendance reliée au type de courbe.

TABLE DES MATIÈRES

PAGE D'IDENTIFICATION DU JURY	ii
SOMMAIRE	iii
TABLE DES MATIERES	v
LISTE DES TABLEAUX	ix
LISTE DES FIGURES	xi
LISTE DES SIGLES ET ABBREVIATIONS	xiv
REMERCIEMENTS	xv
DEDICACE	xvii
1. INTRODUCTION	1
1.1 CONTEXTE GÉNÉRAL DE L'ÉTUDE.....	1
1.2 PROBLÉMATIQUE	6
1.3 HYPOTHÈSES ET OBJECTIFS	7
1.4 PRÉSENTATION DU DOCUMENT.....	10
2. REVUE DE LA LITTÉRATURE	12
2.1 ANATOMIE DES COLONNES NORMALE ET SCOLIOTIQUE	12
2.2 IMAGERIE MÉDICALE 3D.....	15
2.2.1 <i>Systèmes d'acquisition pré et post-opératoires</i>	15
2.2.2 <i>Systèmes de suivi per-opératoire</i>	19
2.2.3 <i>Validation et évaluation des systèmes de suivi per-opératoire</i>	29
2.3 INDICES CLINIQUES SERVANT À ÉVALUER LES DÉFORMATIONS SCOLIOTIQUES	36
2.3.1 <i>Système d'axes et mesures des courbures scoliotiques</i>	36
2.3.2 <i>Méthodes de mesure des rotations vertébrales</i>	39
2.3.2.1 <i>Méthodes empiriques basées sur une radiographie AP ou PA</i>	40
2.3.2.2 <i>Méthodes analytiques basées sur une radiographie AP</i>	41
2.3.2.3 <i>Méthodes analytiques basées sur des coupes tomодensitométriques</i>	41
2.3.2.4 <i>Méthodes analytiques basées sur des mesures per-opératoires</i>	43
2.3.2.5 <i>Évaluation de la rotation par un indice 3D</i>	43
2.4 ÉTUDES DES CORRECTIONS INDUITES PAR L'INSTRUMENTATION C-D	44
2.5 LOGICIELS DÉVELOPPÉS AU LIS3D ET UTILISÉS DANS LE CADRE DE CE DOCTORAT	51
2.5.1 <i>Technique de reconstruction 3D de la colonne vertébrale</i>	51

2.5.2 Lissage du modèle 3D per-opératoire.....	55
2.6 ASPECTS MATHÉMATIQUES ASSOCIÉS AU RECALAGE.....	56
2.6.1 Contexte d'application et principales approches.....	56
2.6.2 Calcul de la distance minimale d'un point à une surface.....	59
2.6.2.1 Modélisation surfacique polygonale.....	59
2.6.2.2 Modélisation surfacique implicite.....	60
2.6.2.3 Modélisation surfacique explicite ou paramétrique.....	60
2.6.3 Calcul de la matrice de transformation rigide entre deux nuages de n points, ou recalage points-points.....	62
2.6.3.1 Estimation des rotations et des translations séparément.....	63
2.6.3.2 Méthode directe d'estimation des paramètres de translation et de rotation.....	64
2.6.3.3 Méthode itérative d'estimation des paramètres de translation et de rotation.....	64
3. MÉTHODOLOGIE.....	66
3.1 APPROCHE GÉNÉRALE DU SYSTÈME DE SUIVI.....	66
3.2 ÉTAPE PRÉ-OPÉRATOIRE: CONSTRUCTION DU MODÈLE 3D PRÉ-OPÉRATOIRE.....	69
3.3 ÉTAPE PER-OPÉRATOIRE : INSTALLATION EN SALLE D'OPÉRATION ET PROTOCOLE CLINIQUE.....	69
3.4 ÉTAPE POST-OPÉRATOIRE.....	72
3.4.1 Reconstruction des modèles 3D per-opérateurs.....	72
3.4.1.1 Extraction des surfaces d'intérêt sur les modèles pré-opérateurs des vertèbres.....	72
3.4.1.2 Algorithmes de recalage points-surfaces.....	73
3.4.1.3 Paramétrisation d'une surface vertébrale dans un référentiel optimal.....	80
3.4.2 Calcul des indices cliniques et analyse statistique.....	87
3.5 PRINCIPALES SOURCES D'ERREUR.....	89
3.5.1 Étape pré-opératoire.....	89
3.5.2 Étape per-opératoire.....	90
3.5.3 Étape post-opératoire.....	90
3.6 MÉTHODES DE VALIDATION.....	91
3.6.1 Validation de la paramétrisation des surfaces.....	92
3.6.2 Validation du recalage points-surfaces par simulation des mesures per-opérateurs.....	93
3.6.3 Validation du système de suivi per-opératoire par des mesures réalisées sur une colonne sèche.....	100
3.7 MÉTHODES D'ANALYSE DES RÉSULTATS CLINIQUES ET DESCRIPTION DU GROUPE ÉTUDIÉ.....	107
3.7.1 Groupe de sujets.....	107
3.7.2 Traitement des résultats cliniques.....	108
3.7.3 Méthode d'analyse des résultats.....	108
4. RÉSULTATS ET DISCUSSION.....	110
4.1 RÉSULTATS DE VALIDATION.....	110

4.1.1 Validation de la paramétrisation des surfaces.....	110
4.1.2 Validation du recalage points-surfaces par simulation des mesures per-opérateurs.....	111
4.1.2.1 Grilles versus surfaces modélisées et algorithme ICP versus algorithme de minimisation des distances points-surfaces	111
4.1.2.2 Comparaisons de l'effet du type de numériseurs	112
4.1.2.3 Erreur de localisation en fonction du choix et du nombre de points numérisés sur les surfaces postérieures des vertèbres.....	113
4.1.2.4 Décomposition en x, y et z des erreurs de localisation	116
4.1.3 Validation par des mesures réalisées sur une colonne sèche	118
4.1.3.1 Grilles de points versus surfaces paramétriques.....	118
4.1.3.2 Comparaison des dictionnaires avec et sans module de correction	119
4.1.3.3 Comparaison des trois modèles 3D pré-opérateurs, sans ou avec application du module de correction	119
4.1.3.4 Comparaisons de l'effet du type de numériseur.....	120
4.1.3.5 Choix du nombre et de la localisation des points numérisés sur la partie postérieure des vertèbres	121
4.1.3.6 Décomposition en x, y et z des erreurs de localisation des positions des points numérisés et des repères anatomiques et des erreurs de rotations projetées.....	123
4.2 RÉSULTATS CLINIQUES	125
4.2.1 Rappel des hypothèses et des indices cliniques mesurés.....	126
4.2.2 Résultats des analyses statistiques.....	126
4.2.2.1 Position du patient par rapport au référentiel du numériseur BIRD.....	126
4.2.2.2 Indices régionaux.....	128
4.2.2.3 Indices vertébraux.....	131
4.2.2.4 Indices intervertébraux	136
4.3 DISCUSSION GÉNÉRALE	141
4.3.1 Validation du système de suivi per-opérateur.....	143
4.3.2 Étude clinique	151
5. CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS.....	166
BIBLIOGRAPHIE	177
ANNEXE A : PROTOCOLE DÉTAILLÉ DE LA PROCÉDURE DE VALIDATION EXPÉRIMENTALE SUR UNE COLONNE SÈCHE.....	XVIII
ANNEXE B : MODÈLES 3D PRÉ-OPÉRATOIRES, PER-OPÉRATOIRES (PRÉ ET POST-INSTRUMENTATION) ET POST-OPÉRATOIRES DE DEUX COLONNES SCOLIOTIQUES TYPIQUES	XXII
ANNEXE C : VALIDATION DE LA PARAMÉTRISATION.....	XXVII

ANNEXE D : VALIDATION DU RECALAGE POINTS-SURFACES PAR DES MESURES SIMULÉES	XXXI
D1. GRILLES VERSUS SURFACES MODÉLISÉES ET ALGORITHME ICP VERSUS ALGORITHME DE MINIMISATION DES DISTANCES POINTS-SURFACES	XXXII
D2. ERREUR DE LOCALISATION EN FONCTION DU CHOIX ET DU NOMBRE DE POINTS NUMÉRISÉS SUR LES SURFACES POSTÉRIEURES DES VERTÈBRES	XXXIV
ANNEXE E : VALIDATION DU SYSTÈME DE SUIVI PAR DES MESURES RÉALISÉES SUR UNE COLONNE SÈCHE.....	XXXVIII
E1. GRILLES DE POINTS VERSUS SURFACES PARAMÉTRIQUES	XXXIX
E2. COMPARAISON DES DICTIONNAIRES AVEC ET SANS MODULE DE CORRECTION	XL
E3. COMPARAISON DES TROIS MODÈLES 3D PRÉ-OPÉRATOIRES, SANS OU AVEC APPLICATION DU MODULE DE CORRECTION	XLI
E4. CHOIX DU NOMBRE ET DE LA LOCALISATION DES POINTS NUMÉRISÉS SUR LA PARTIE POSTÉRIEURE DES VERTÈBRES	XLI
ANNEXE F : RÉSULTATS CLINIQUES.....	XLV
F1. INDICES RÉGIONAUX.....	XLVI
F2. INDICES VERTÉBRAUX.....	XLVII
F3. INDICES INTERVERTÉBRAUX	LII

LISTE DES TABLEAUX

<i>Tableau I: Distance entre les positions estimées et de référence des repères anatomiques pour cinq types de modèles 3D pré-opératoires, d'après l'étude de Mac-Thiong (1997).</i>	30
<i>Tableau II: Comparaison des dérotations mesurées par différentes études.</i>	45
<i>Tableau III: Valeurs des paramètres évalués pour les 80 séries de simulation.</i>	98
<i>Tableau IV: Mesures réalisées sur la colonne sèche.</i>	101
<i>Tableau V: Valeurs des paramètres étudiés lors de la validation du système de mesures per-opératoires à l'aide de mesures réalisées sur une colonne sèche.</i>	104
<i>Tableau VI: Angles de Cobb des patientes selon le segment rachidien.</i>	107
<i>Tableau VII: Niveaux des vertèbres apicales selon le segment rachidien.</i>	107
<i>Tableau VIII: Moyenne, pour toutes les vertèbres, des distances entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques (algorithme ICP ; combinaison #1 ; grilles).</i>	113
<i>Tableau IX: Moyenne, pour toutes les vertèbres, des distances entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques en fonction du nombre de points.</i>	115
<i>Tableau X: Moyenne, pour toutes les vertèbres, des distances entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques.</i>	121
<i>Tableau XI: Niveaux correspondant aux translations, rotations vertébrales et rotations intervertébrales minimales et maximales pour les courbes thoraciques droites et thoraciques droites-lombaires gauches.</i>	138
<i>Tableau XII: Comparaison des angles et des rotations axiaux apicaux per-opératoires mesurés par la présente étude (Brodeur) et par Labelle et coll. (1995).</i>	158
<i>Tableau XIII: Comparaison des résultats de l'étude cliniques de Sawatzky et coll. (1998) et de l'étude réalisée dans le cadre de cette thèse (étude Brodeur). Les différences per-opératoires (pré-post-instrumentation) des indices cliniques sont comparés pour les courbes thoraciques droites.</i>	159
<i>Tableau XIV: Temps d'exécution du programme de recalage points-surfaces pour une vertèbre thoraco-lombaire, n=1700.</i>	xxxii
<i>Tableau XV: Moyennes et écarts-types (entre parenthèses) des indices régionaux (pré/per/post-opératoires) ainsi que les différences (pré-opératoires/pré-instrumentation ; post-instrumentation/post-opératoires ; pré/post-opératoires ; pré/post-instrumentation) de ces indices (n=28)*.</i>	xlvi
<i>Tableau XVI: Distances et translations (mm) du centre des vertèbres pour toutes les courbes (n=177)*.</i>	xlviii

<i>Tableau XVII: Angles et rotations vertébrales (degrés) pour toutes les courbes (n=177)*.</i>	<i>xlviii</i>
<i>Tableau XVIII: Rotations vertébrales regroupées par type de courbes*.</i>	<i>l</i>
<i>Tableau XIX: Translations et rotations des vertèbres limites et apicales pour les courbes thoraciques droites et thoraciques droites-lombaires gauches.</i>	<i>li</i>
<i>Tableau XX: Rotations intervertébrales pré et post-instrumentation et différences de ces rotations, regroupées par type de courbes. Les rotations sont calculées entre deux vertèbres successives et exprimées dans le référentiel local de la vertèbre inférieure.</i>	<i>liii</i>
<i>Tableau XXI: Rotations intervertébrales pré et post-instrumentation et différences de ces rotations, regroupées par type de vertèbres.</i>	<i>liv</i>
<i>Tableau XXII: Rotations intervertébrales des vertèbres limites et apicales pour les courbes thoraciques droites et thoraciques droites-lombaires gauches.</i>	<i>liv</i>

LISTE DES FIGURES

<i>Figure 1-1 : Vue antéro-latérale d'une colonne scoliotique (Cotrel et Dubousset, 1992).</i>	1
<i>Figure 1-2: Colonne instrumentée (Cotrel et Dubousset, 1992).</i>	2
<i>Figure 1-3: Étapes de l'instrumentation C-D (Lonstein et coll., 1995).</i>	3
<i>Figure 2-1: La colonne vertébrale: vues latérale et antérieure (Mariebb et Laurendeau, 1993).</i>	13
<i>Figure 2-2: Vue postéro-latérale de deux vertèbres lombaires articulées (Mariebb et Laurendeau, 1993).</i>	14
<i>Figure 2-3: Reconstruction d'un modèle de vertèbre obtenu à partir de radiographies multiplanaires et d'un habillage graphique personnalisé.</i>	17
<i>Figure 2-4: Représentation curviligne des changements d'orientation des vertèbres (axe longitudinal de apophyses épineuses).</i>	21
<i>Figure 2-5: Hiérarchie des quatre systèmes d'axes reliés à la géométrie rachidienne. a) local relié à la vertèbre b) régional: relié à une courbe c) rachidien: relié à la colonne; l'axe des z passe à travers des centres des vertèbres les plus céphalique et caudale d) global: relié au corps, l'origine est au centre du plateau supérieur de la vertèbre SI et l'axe des Z est parallèle à la ligne de gravité (Stokes, 1994).</i>	37
<i>Figure 2-6: Angle de Cobb (Stokes, 1994).</i>	37
<i>Figure 2-7: Balance dans le plan frontal (Stokes, 1994).</i>	38
<i>Figure 2-8: Rotations vertébrales: a) axiale, b) frontale, c) sagittale (Stokes, 1994).</i>	39
<i>Figure 2-9: Définition de la rotation axiale selon RAsag et RAml.</i>	42
<i>Figure 2-10: Organigramme de la reconstruction du modèle 3D personnalisé à rendu réaliste d'une colonne vertébrale, à partir de radiographies numériques.</i>	53
<i>Figure 3-1: Organigramme du système de mesures des déplacements vertébraux per-opératoires.</i>	67
<i>Figure 3-2: Surfaces définies sur une vertèbre lombaire. À chaque série de mesures, un point par surface est numérisé.</i>	68
<i>Figure 3-3: Système per-opératoire de mesures 3D (Bellefleur et coll., 1994).</i>	70
<i>Figure 3-4: Système de suivi per-opératoire.</i>	71
<i>Figure 3-5: Localisation des points numérisés durant la chirurgie.</i>	74
<i>Figure 3-6: Organigramme de l'algorithme ICP.</i>	76
<i>Figure 3-7: Organigramme de l'algorithme de minimisation des distances points-surfaces.</i>	78

<i>Figure 3-8: Organigramme de l'algorithme de paramétrisation et de détermination des repères vertébraux optimaux.</i>	82
<i>Figure 3-9 : Projections dans les plans XY, XZ et YZ d'une grille extraite du modèle 3D d'une vertèbre T1, situé sur la lame gauche. Cette grille est exprimée dans le référentiel du modèle 3D.</i>	84
<i>Figure 3-10: Projections dans les plans $XY_{optimal}$, $XZ_{optimal}$ et $YZ_{optimal}$ de la grille de la figure 3-9 ayant subi la rotation optimale R_{opt}. Cette grille est exprimée dans le référentiel optimal.</i>	85
<i>Figure 3-11: Organigramme du calcul des indices cliniques per-opératoires à partir de radiographies numériques et de mesures 3D per-opératoires.</i>	88
<i>Figure 3-12: Surfaces pré-définies pour l'étude de validation: a) vertèbre thoracique, b) vertèbre lombaire.</i>	93
<i>Figure 3-13: Schéma illustrant les distances entre les positions estimées et de référence des points numérisés et des repères anatomiques.</i>	94
<i>Figure 3-14: Organigramme de la validation du recalage points-surfaces par simulation des mesures per-opératoires.</i>	95
<i>Figure 3-15: Degrés de liberté en rotation d'une vertèbre.</i>	99
<i>Figure 3-16: Montage expérimental.</i>	100
<i>Figure 4-1: Décomposition en X-Y-Z des distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés ($n=9000$) et des repères anatomiques ($n=10200$).</i>	117
<i>Figure 4-2: a) Surfaces du protocole opératoire, b) surfaces du protocole plus 2 surfaces supplémentaires; c) surfaces du protocole sont les points situés sur les apophyses ont été remplacés par les 4 surfaces supplémentaires.</i>	122
<i>Figure 4-3: Décomposition en X-Y-Z des distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques.</i>	124
<i>Figure 4-4: Erreurs des rotations autour des axes globaux.</i>	125
<i>Figure 4-5: Indices régionaux pré-opératoires, per-opératoires (pré et post-instrumentation) et post-opératoires.</i>	129
<i>Figure 4-6: Différence entre les rotations réelles frontales et axiales et les corrections de ces rotations.</i>	132
<i>Figure 4-7: Schémas des translations et rotations des niveaux apicaux et finaux des courbes thoraciques droites (a) et thoraciques droites-lombaires gauches (b). La longueur des flèches est proportionnelle à l'amplitude des translations et rotations.</i>	134
<i>Figure B-1: Vues frontale, sagittale et transverse de modèles 3D pré et post-opératoires (courbe thoracique droite).</i>	xxiii

- Figure B-2: Vues frontale, sagittale et transverse de modèles 3D per-opératoires pré et post-instrumentation (courbe thoracique droite). _____ xxiv
- Figure B-3: Vues frontale, sagittale et transverse de modèles 3D pré et post-opératoires (courbe thoracique droite-lombaire gauche). _____ xxv
- Figure B-4: Vues frontale, sagittale et transverse de modèles 3D per-opératoires pré-post-instrumentation (courbe thoracique droite-lombaire gauche). _____ xxvi
- Figure C-1: Distances moyennes et écarts-types entre les points des grilles extraites des modèles 3D et les points correspondants sur les surfaces modélisées, regroupés par vertèbres. _____ xxix
- Figure C-2: Distances moyennes et écarts-types entre les points des grilles extraites des modèles 3D et les points correspondants sur les surfaces modélisées, regroupés par type de surfaces. _____ xxx
- Figure D-1: Distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés selon le protocole opératoire (combinaison #1), n=9000. _____ xxxiii
- Figure D-2: Distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des repères anatomiques selon le protocole opératoire (combinaison #1), n=10200. _____ xxxiii
- Figure D-3: Distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés pour les 10 combinaisons de points numérisés, n=9000 à 15800. _____ xxxv
- Figure D-4: Distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des repères anatomiques pour les 10 combinaisons de points numérisés, n=10200. _____ xxxv
- Figure E-1: Distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques, pour des surfaces représentées par des grilles ou par des surfaces paramétriques pour les deux colonnes scoliotiques combinées _____ xxxix
- Figure E-2: Distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques, pour les deux dictionnaires, avec et sans application du module de correction. _____ xl
- Figure E-3: Distances moyennes entre les positions estimées et de référence des points numérisés pour les 3 modèles pré-opératoires, avec et sans application du module de correction (n=90, 90, 90 et 270). _____ xlii

Figure E-4: Distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des repères anatomiques pour les 3 modèles pré-opératoires, avec et sans application du module de correction, (n=204, 272, 306 et 782). _____ xlii

Figure E-5: Distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés (n=270 à 474) et des repères anatomiques (n=391) pour 10 combinaisons de points numérisés. xliii

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

C-D :	Cotrel-Dubousset
ICP :	Iterative Closest Point
2D :	Bidimensionnel(le)
3D :	Tridimensionnel(le)
LIS3D :	Laboratoire informatique sur la scoliose 3D
AP :	Antéro-postérieur(e)
PA :	Postéro-antérieur(e)
LAT :	Latéral
sag :	Sagittal
RMS :	Root Mean Square
T1 à T12 :	Première à douzième vertèbre thoracique
L1 à L5 :	Première à cinquième vertèbre lombaire
RA :	Rotation axiale
DLT :	Direct Linear Transform
ϕ, θ, Ψ :	Angles de rotations autour des axes x, y et z (définition des axes à la figure 2-5)
T_x, T_y et T_z :	Composantes x, y et z des translations (définition des axes à la figure 2-5)

REMERCIEMENTS

En premier lieu, j'aimerais remercier mon directeur de thèse, le Dr Jean Dansereau, ainsi que mon codirecteur le Dr Jacques de Guise pour m'avoir guidée sans relâche dans un chemin qui s'est avéré long, mais fructueux. Je veux aussi souligner l'apport clinique important du Dr Hubert Labelle. Ces trois complices qui ont réalisé un mariage réussi entre le monde du génie (biomécanique et imagerie médicale) et celui de l'orthopédie clinique croient non seulement qu'il s'agit là d'une affaire de raison, mais aussi d'une affaire de cœur.

J'aimerais ici souligner ma gratitude à Jean-Marc Mac-Thiong dont la vitalité et l'optimisme contagieux ont insufflé une nouvelle vie au projet.

Je garde un souvenir précieux du stage que j'ai réalisé en France avec le Dr Bernard Peuchot. Celui-ci s'est avéré être un chercheur enthousiaste et brillant, ainsi qu'un ambassadeur de choix pour sa très belle Auvergne.

Je remercie le Dr Yves Goussard et le Dr Stéphane Lavallée pour leur disponibilité et leur gentillesse.

Je dois un merci spécial aux assistants de recherche Christian Bellefleur, Sébastien Delorme et Yvan Petit du laboratoire LIS3D de Ste-Justine, ainsi qu'à Manuel Fortin et Gildas Perrot du laboratoire GRBB de l'École Polytechnique qui mènent ou ont mené de main de maître des laboratoires grouillant d'étudiants exigeants et enthousiastes.

Cette aventure aurait pu être austère sans la complicité et l'amitié de mes collègues et amis. L'entraide qui a cours au département de génie biomédical permet de profiter d'expertises et de talents divers. Merci particulièrement à Marwan Sati, Stéphane Trudelle et Dany Bérubé pour m'avoir patiemment guidée à travers les dédales des systèmes de chirurgie assistée par ordinateur et du traitement de signaux.

Le département peut s'enorgueillir de la grande compétence des professeurs qui y enseignent. Les cours que j'y ai suivis étaient en effet d'une qualité tout à fait enviable.

Terminons la visite des coulisses par le secrétariat de génie biomédical de l'École Polytechnique, qui peut aussi compter sur un personnel professionnel et serviable. Merci particulièrement à Louise Clément et à Diane Giroux.

Ce projet de doctorat, ainsi que le stage réalisé en France ont été financés par des subventions du Conseil de recherche médical du Canada, ainsi que par le Fonds pour les chercheurs et l'aide à la recherche.

Finalement, je me dois d'exprimer toute ma gratitude à mes parents et amis et particulièrement à Karl Bouchard, un conjoint patient et attentionné, dont les encouragements répétés m'ont permis de tenir bon.

À Étienne, mon petit ange

1. INTRODUCTION

1.1 Contexte général de l'étude

La colonne vertébrale saine est constituée d'une succession de segments vertébraux, elle est droite et symétrique dans le plan frontal, mais possède des courbures naturelles dans le plan sagittal. La colonne scoliotique possède une ou deux courbures dans le plan frontal, est asymétrique dans ce même plan et les vertèbres du segment déformé sont tournées. Chaque vertèbre du segment déformé a donc subi une translation et une rotation. En fait, la scoliose idiopathique est une anomalie tridimensionnelle (3D) de la colonne qui se déforme en torsion. Cette déformation d'abord visible dans le plan frontal, présente souvent une forme hélicoïdale lorsque vue de dessus (projection dans un plan horizontal) (figure 1-1).

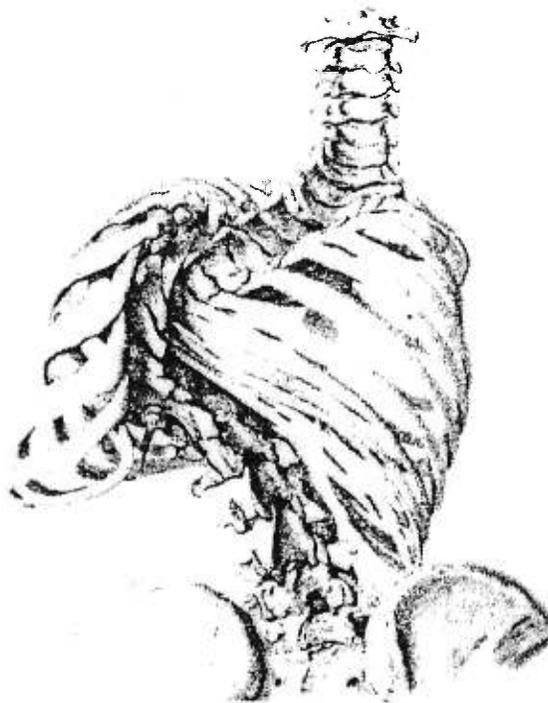


Figure 1-1 : Vue antéro-latérale d'une colonne scoliotique (Cotrel et Dubousset, 1992).

Deux principaux types de traitement de la scoliose idiopathique sont généralement reconnus par la communauté scientifique: les corsets et la correction chirurgicale. Les premiers implants (Armstrong, Luque, Harrington) s'attaquaient principalement à la déviation latérale de la colonne par une traction ou une contraction des vertèbres le long de l'axe vertical rachidien. Il s'ensuivait une correction latérale, sans reconstitution des courbes physiologiques naturelles dans le plan sagittal incluant peu ou pas de dérotation des vertèbres (Cotrel et coll., 1988). Ces inconvénients devaient être évités par l'instrumentation Cotrel-Dubousset (C-D). Cette première instrumentation d'une nouvelle génération d'implants permettant une correction 3D d'une déviation rachidienne, est basée sur un concept original appelé la manœuvre de dérotation. Le matériel d'instrumentation est composé de deux tiges métalliques préformées (parfois trois dans des cas de colonnes très déformées), de crochets et/ou de vis de fixation permettant des appuis multiples tout au long de la zone rachidienne déformée, et d'un système de fixation transversale qui permet de solidifier entre elles les tiges, formant ainsi un système fermé en cadre ou en échelle (figure 1-2).

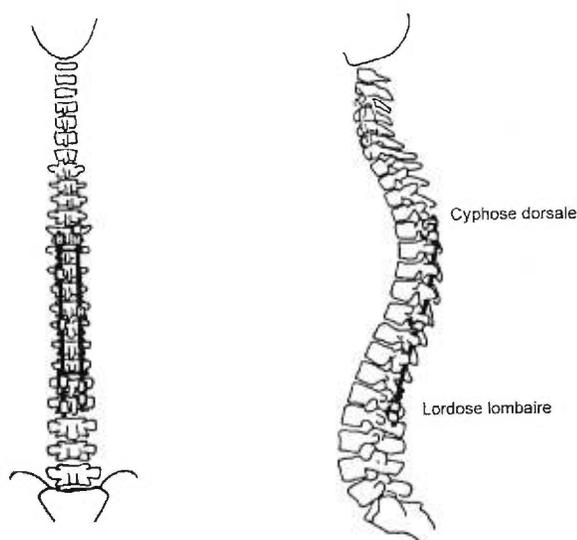


Figure 1-2: Colonne instrumentée (Cotrel et Dubousset, 1992).

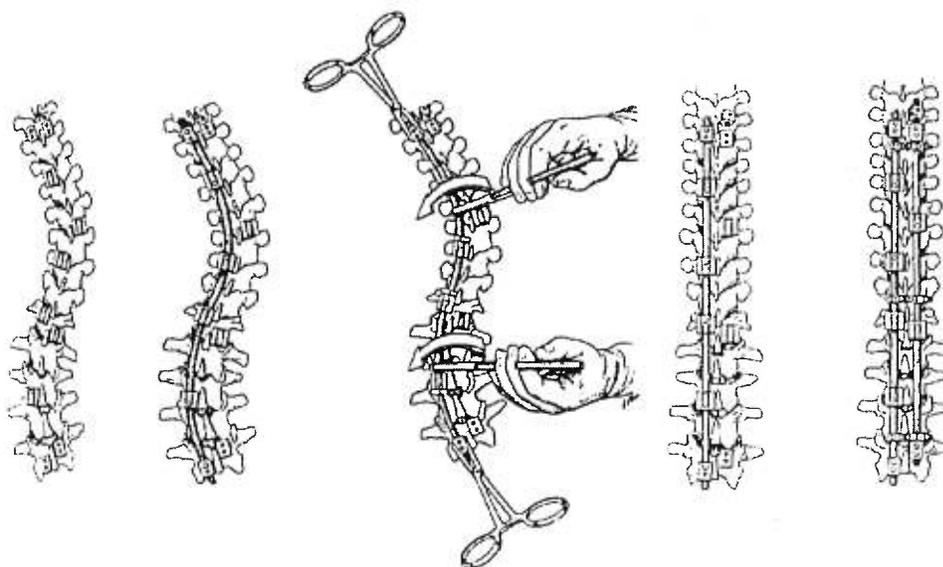


Figure 1-3: Étapes de l'instrumentation C-D (Lonstein et coll., 1995).

Les différentes étapes de l'instrumentation C-D sont schématisées à la figure 1-3. Les tiges doivent être précourbées selon l'alignement désiré dans le plan sagittal. Les crochets ou les vis doivent être placés sur des vertèbres stratégiques, déterminées par l'analyse préopératoire des clichés radiographiques de la colonne. Une première tige est attachée à l'aide de ces crochets et vis de fixation. Le chirurgien réalise alors une rotation de 90° de la tige sur un axe longitudinal. Pendant cette rotation, les vertèbres auxquelles la tige est attachée bougent, ce qui a pour conséquence de réaligner la colonne dans une position plus physiologique. La deuxième tige (droite) et le système de fixation transversale sont enfin fixés. Cette instrumentation vise donc la correction de la déformation dans les plans frontal et sagittal, tout en induisant une dérotation axiale des vertèbres. Elle a rapidement remplacé l'instrumentation de Harrington, car elle offre une correction 3D et n'exige pas le port d'un corset après la chirurgie (Michel et Dubousset, 1986). Elle est par contre beaucoup plus coûteuse (son coût est jusqu'à 10 fois plus élevé que l'instrumentation de Harrington), plus complexe, et par le fait même

plus sujette à des complications neurologiques ou infectieuses (Michel et coll., 1986), ainsi qu'à des débalancements ou décompensations (la colonne redressée peut être décentrée au dessus du sacrum du patient). En effet, Manson et coll. (1991) ont observé que l'instrumentation de Harrington causait moins de phénomènes de décompensation que l'instrumentation de Cotrel-Dubousset.

La majorité des études qui avaient pour but d'évaluer les corrections tridimensionnelles induites par l'instrumentation C-D, consistent à comparer des indices calculés, avant et après la chirurgie, à l'aide de mesures prises sur des radiographies ou sur des coupes de tomographie. Les suivis réalisés avec plusieurs patients par différentes équipes de recherche indiquent que, quoique l'instrumentation C-D réalise réellement une correction tridimensionnelle, cette correction n'est pas optimale (voir section 2.3.2). De plus, l'analyse des résultats de ces différents groupes de chercheurs est souvent divergente quant à la qualité de cette correction. De plus, les mesures prises avant et après la chirurgie introduisent des erreurs dues aux différences de posture. Des mesures per-opératoires permettent alors d'isoler l'effet de l'instrumentation des effets de gravité et des phénomènes dynamiques de compensation. À notre connaissance, deux études utilisant des mesures per-opératoires prises sur plus de vingt patients ont été publiées (Labelle et coll., 1995; Sawatsky et coll., 1998). Tandis que la première étude indiquait que peu de rotation vertébrale est induite et qu'il y a plutôt des déplacements en bloc, la seconde indiquait plutôt des mouvements individuels et uniques à chaque niveau vertébral. Ces déplacements et mouvements impliquent des translations et des rotations vertébrales, ce qui sera le cas tout le long de la présente thèse.

L'étude réalisée par le groupe de recherche sur la scoliose (École Polytechnique, École de Technologie Supérieure et Hôpital Ste-Justine) permet d'obtenir une visualisation 3D filaire de la colonne per-opératoire et est basée sur des indices extraits de points numérisés sur les éléments postérieurs des vertèbres qui peuvent difficilement

être comparés aux indices pré et post-opératoires, qui eux sont obtenus à partir de points numérisés sur les parties antérieures (corps vertébraux) ou médianes (pédicules) des structures vertébrales apparaissant sur les radiographies prises en position debout. Le présent projet de doctorat permet d'éviter ces inconvénients et a pour objet de mieux comprendre les déplacements tridimensionnels induits par l'instrumentation et plus particulièrement par la manœuvre de dérotation de l'instrumentation chirurgicale et de déterminer, s'il existe, un patron associé à ces déplacements vertébraux. De plus, l'évaluation des déplacements vertébraux permettra à moyen terme de valider des simulations de chirurgie qui seront ultérieurement réalisées à l'aide d'un modèle par éléments finis (Dansereau et coll., 1990). L'étude de Sawatzky (1998), est basée sur des données stéréophotogrammétriques per-opératoires, ce qui permet de réaliser des mesures 3D de la correction induite par l'instrumentation. Les techniques stéréophotogrammétriques exigent un traitement mathématique complexe difficilement réalisables durant la chirurgie. Les calibrages permettant de transformer deux mesures 2D correspondantes sur 2 photographies en une mesure 3D et qui dépendent de la position des caméras par rapport au sujet, ainsi que les contraintes de champ de vision et de proximité du sujet par rapport aux caméras font en sorte que cette technologie ne peut pas être utilisée dans n'importe quelle salle d'opération. De même, une étude réalisée à l'hôpital Ste-Justine par Bellefleur et coll. (1994) dans le but de vérifier la faisabilité de l'application de cette technologie, a également permis de conclure que les salles d'opération actuelles ne se prêtaient pas à ce type de mesures à moins d'aménagements majeurs. Dans ce contexte, la technologie retenue pour ce projet (numériseur magnétique 3D relié à un ordinateur pc-compatible) est facilement transportable et ne requiert pas d'aménagement particulier d'une salle d'opération conventionnelle possédant une table d'opération en bois.

1.2 Problématique

Le laboratoire informatique sur la scoliose 3D (LIS3D) de l'hôpital Ste-Justine a développé des outils 3D pour visualiser et évaluer les scolioses. À partir de deux ou trois radiographies numériques, il est possible de représenter en trois dimensions la colonne et la cage thoracique d'un patient et de calculer plusieurs indices cliniques caractérisant une colonne scoliotique, tels les angles de Cobb et de Ferguson, la torsion, les rotations vertébrales, etc. Ce type de visualisation, ainsi que les indices qui y sont rattachés, ne sont pourtant pas disponibles durant la chirurgie. La technique de reconstruction radiographique multiplanaire requiert la mise en place d'une procédure de calibrage simple pour être adaptable en salle d'opération. Chériet et coll. (1999) ont développé un tel système et validé leur procédure de calibrage. Ce système sera donc rapidement disponible pour réaliser des études cliniques. Il permettra de reconstruire en 3D la colonne per-opératoire d'un patient, mais ne pourra être utilisé que dans des salles possédant deux tubes.

Dans le cas où un tel système n'est pas utilisable, deux approches sont alors possibles. Dans la première approche, des mesures per-opératoires 3D peuvent être réalisées en utilisant d'autres technologies et ces mesures per-opératoires peuvent ensuite être analysées pour estimer les déplacements vertébraux. Dans la seconde approche, des mesures per-opératoires 3D peuvent être recalées sur les modèles volumétriques pré-opératoires.

La première approche a été choisie par le LIS3D de l'hôpital Ste-Justine (Labelle et coll., 1995), qui utilise pour ce faire une technologie simple et peu coûteuse: un numériseur magnétique qui mesure la position 3D de l'extrémité d'un pointeur, ainsi que l'orientation de celui-ci. Ces mesures per-opératoires permettent d'obtenir une représentation curviligne, et donc non volumétrique de la colonne. De plus, la variabilité

des mesures d'orientation (2.5° tel que rapporté par le manufacturier) se répercute sur l'estimation des indices cliniques mesurés.

Le présent travail de recherche est basé sur la seconde approche, qui permet d'éviter entre autres les problèmes de visualisation curviligne versus volumétrique. La visualisation curviligne est difficile à interpréter pour les cliniciens, tandis que la visualisation volumétrique ou surfacique offre un réalisme qui répond à leurs besoins d'analyser en 3D la colonne vertébrale composée de structures anatomiques pouvant subir des mouvements individuels complexes. Les mesures 3D per-opératoires sont prises à l'aide du numériseur magnétique. Ces mesures sont ensuite recalées sur l'image 3D pré-opératoire de la colonne. Ce faisant, le clinicien dispose d'une visualisation et de mesures pré/per/post-opératoires équivalentes. La technologie pré et post-opératoire déjà développée, permet alors de calculer un grand nombre d'indices cliniques per-opératoires (les mêmes indices que ceux calculés en pré ou post-opératoires). En mesurant des indices locaux (les rotations vertébrales) et régionaux (balance, angles de Cobb dans plusieurs plans: postéro-antérieur, sagittal, déformation maximale), il sera possible de réaliser une documentation 3D complète des déplacements vertébraux induits par l'instrumentation Cotrel-Dubousset.

1.3 Hypothèses et objectifs

Les objectifs de cette thèse de doctorat sont de deux ordres: techniques et cliniques. Du point de vue technique, l'objectif principal consiste à développer un système per-opératoire d'évaluation des déplacements vertébraux à l'aide d'une technologie basée sur la numérisation 3D. Il existe plusieurs de ces systèmes utilisant différentes technologies d'acquisitions per-opératoires, ou construisant l'image 3D de la pièce anatomique à localiser par différentes modalités d'imagerie. L'originalité de ces systèmes

de localisation réside beaucoup dans le type et le nombre de mesures per-opératoires ainsi que dans le traitement mathématique permettant de relier les mesures pré et per-opératoires. Les systèmes de suivi per-opératoire permettant une visualisation 3D réaliste procèdent: 1) soit par la localisation de repères anatomiques ou de marqueurs placés sur les vertèbres (Godillon et coll., 1995 ; Nolte et coll., 1995), 2) soit par la numérisation d'un grand nombre de points sur les vertèbres (Lavallée et coll., 1995 ; Simon et coll., 1995), ou 3) soit par stéréoradiographies (Chériet et coll., 1999). Dans le premier cas, les coordonnées d'un ensemble de points sont connues dans deux référentiels donnés: le référentiel de l'image 3D et le référentiel du numériseur. Il s'agit alors d'estimer la matrice de transformation entre ces deux référentiels par le recalage de deux nuages de points. Les méthodes de suivi basées sur la numérisation de plusieurs points sur les vertèbres utilisent un algorithme de recalage points-surfaces. Ce type d'algorithme estime la matrice de transformation qui, appliquée aux points numérisés, minimise la distance des points numérisés transformés à la surface modélisée. Lorsque le nombre de points est élevé, le temps de calcul peut être très long. Certains groupes de recherche ont donc optimisé ces algorithmes en réalisant entre autres une partie des calculs avant la chirurgie (Lavallée et coll., 1995 ; Simon et coll., 1995). Ce traitement mathématique demeure toutefois lourd. Finalement, l'utilisation des technologies utilisées en dehors des salles d'opération (tomographie axiale, stéréoradiographies, résonance magnétique) et qui permettent de construire des modèles 3D sont difficilement intégrables dans un cadre chirurgical. Chériet et coll. (1999) développent actuellement un système stéréoradiographique qui pourra être utilisé durant la chirurgie. L'implantation d'une telle technologie requiert une procédure complexe.

L'originalité de la technique proposée consiste donc à numériser un petit nombre de points qui ne sont pas des repères anatomiques spécifiques, mais des points pris sur des surfaces définies. Il s'agit d'un compromis entre la numérisation d'un grand nombre

de points et la numérisation de marqueurs ou de repères anatomiques. Cette méthode est alors plus fiable qu'une méthode exigeant de numériser des points précis (Godillon et coll., 1995 ; Nolte et coll., 1995). En effet, dans le contexte opératoire (temps limité, sang et muscles empêchant une bonne visualisation des surfaces exposées des vertèbres, etc.), il est difficile de localiser sur les vertèbres des repères anatomiques fiables qu'un chirurgien peut numériser de manière répétitive et précise. La numérisation limitée aux surfaces pré-définies recèle une information a priori qui permet de calculer des paramètres initiaux près de la solution. Le problème mathématique est ainsi simplifié au point qu'un recalage pré/per-opératoire est réalisé presque instantanément, avec un minimum de prétraitement.

Dans ce contexte, l'hypothèse technique formulée est la suivante : il est possible de développer une technique d'obtention des géométries vertébrales à partir de la numérisation per-opératoire d'un minimum de points et d'y recaler un modèle pré-opératoire tout en conservant une précision acceptable dans un contexte de recherche clinique pour la chirurgie de la scoliose. De ceci découlent deux hypothèses cliniques qui devront être vérifiées, la première voulant que la manœuvre de dérotation induit peu de dérotation axiale des vertèbres, mais plutôt une dérotation en bloc de segments de la colonne et la deuxième qu'il existe un patron des déplacements vertébraux associé à la chirurgie C-D.

Les objectifs techniques spécifiques sont donc: 1) l'identification de la localisation et du nombre de points à numériser; 2) le recalage des points numérisés et transformés sur les modèles pré-opératoires; 3) l'intégration des algorithmes de recalage aux logiciels de visualisation et de traitement des modèles 3D de la colonne; 4) la validation de la méthode développée.

L'objectif clinique global est de déterminer, pour une vingtaine de patients, le patron des déplacements vertébraux induits par l'instrumentation C-D. Des objectifs cliniques

spécifiques doivent d'abord être établis: 1) déterminer les indices cliniques pertinents pour décrire les déplacements vertébraux; 2) pour chaque patient, effectuer une série de mesures avant et après la manœuvre de dérotation et calculer les indices cliniques correspondant à chaque série de mesures; 3) pour l'ensemble des patients, comparer statistiquement les différences des indices calculés avant et après la manœuvre de dérotation; 4) analyser ces différences d'indices pour en déduire un patron de déplacements vertébraux.

1.4 Présentation du document

La présente thèse est divisée en cinq chapitres. Le contexte général de l'étude, la problématique ainsi que les hypothèses et objectifs sont d'abord présentés au chapitre 1.

Le chapitre 2 présente la revue de la littérature et comporte cinq sous-sections. La première sous-section décrit l'anatomie des colonnes scoliotiques et normales. La deuxième sous-section recense les divers systèmes d'imagerie médicale permettant une visualisation 3D de la colonne vertébrale à l'aide de systèmes pré/per ou post-opératoires. La troisième sous-section décrit les indices cliniques servant à évaluer les déformations scoliotiques. La quatrième sous-section présente une revue des différentes études ayant pour but d'évaluer les corrections induites par l'instrumentation CD. La cinquième sous-section décrit les logiciels développés au LIS3D et utilisés dans le cadre de ce doctorat. Finalement, la dernière sous-section présente les aspects mathématiques associés au recalage points-surfaces nécessaire à l'intégration des mesures per-opératoires aux modèles 3D vertébraux pré-opératoires.

La méthodologie est présentée dans le troisième chapitre qui est lui-même divisé en six sous-sections. L'approche générale du système de suivi est d'abord présentée dans la première sous-section puis détaillée dans les trois sous-sections suivantes qui regroupent respectivement les étapes pré/per et post-opératoires. Les principales

sources d'erreur sont décrites dans la cinquième sous-section, tandis que les méthodes de validation sont expliquées dans la sixième.

Le chapitre 4 comporte les résultats et la discussion. Les résultats sont divisés en résultats de validation et résultats cliniques. Une conclusion et des recommandations complètent finalement cette thèse.

2. REVUE DE LA LITTERATURE

2.1 Anatomie des colonnes normale et scoliotique

Il est d'abord nécessaire de faire une description anatomique de la colonne vertébrale et de ses composantes, afin de définir les termes qui seront utilisés tout au long de cette thèse. Pour la même raison, les géométries d'une colonne vertébrale saine et d'une colonne scoliotique seront décrites et comparées. Cette description a aussi pour but de démontrer la complexité de la structure rachidienne et la nature tridimensionnelle de la déformation scoliotique.

La colonne vertébrale ou rachis est l'axe structural du corps. Elle est constituée de 7 vertèbres cervicales, 12 vertèbres thoraciques, 5 vertèbres lombaires, du sacrum, (constitué de 5 vertèbres fusionnées) et du coccyx, (constitué de 4 vertèbres fusionnées) (figure 2-1). Les 24 vertèbres distinctes sont séparées par des disques intervertébraux et reliées aux muscles par des ligaments. Dans le plan sagittal (vue latérale), la colonne vertébrale présente quatre courbures en forme de S. Les courbures cervicale et lombaire sont concaves vers l'arrière (lordose), alors que les courbures thoraciques et sacro-coccygiennes sont convexes vers l'arrière (cyphose). Les vertèbres se composent à l'avant d'un corps vertébral délimité par les plateaux supérieur et inférieur et à l'arrière d'un arc vertébral (figure 2-2). L'arc vertébral est joint au corps vertébral par deux pédicules, de deux parties aplaties, les lames, et de sept saillies: deux apophyses transverses, deux apophyses articulaires supérieures, deux apophyses articulaires inférieures et une apophyse épineuse.

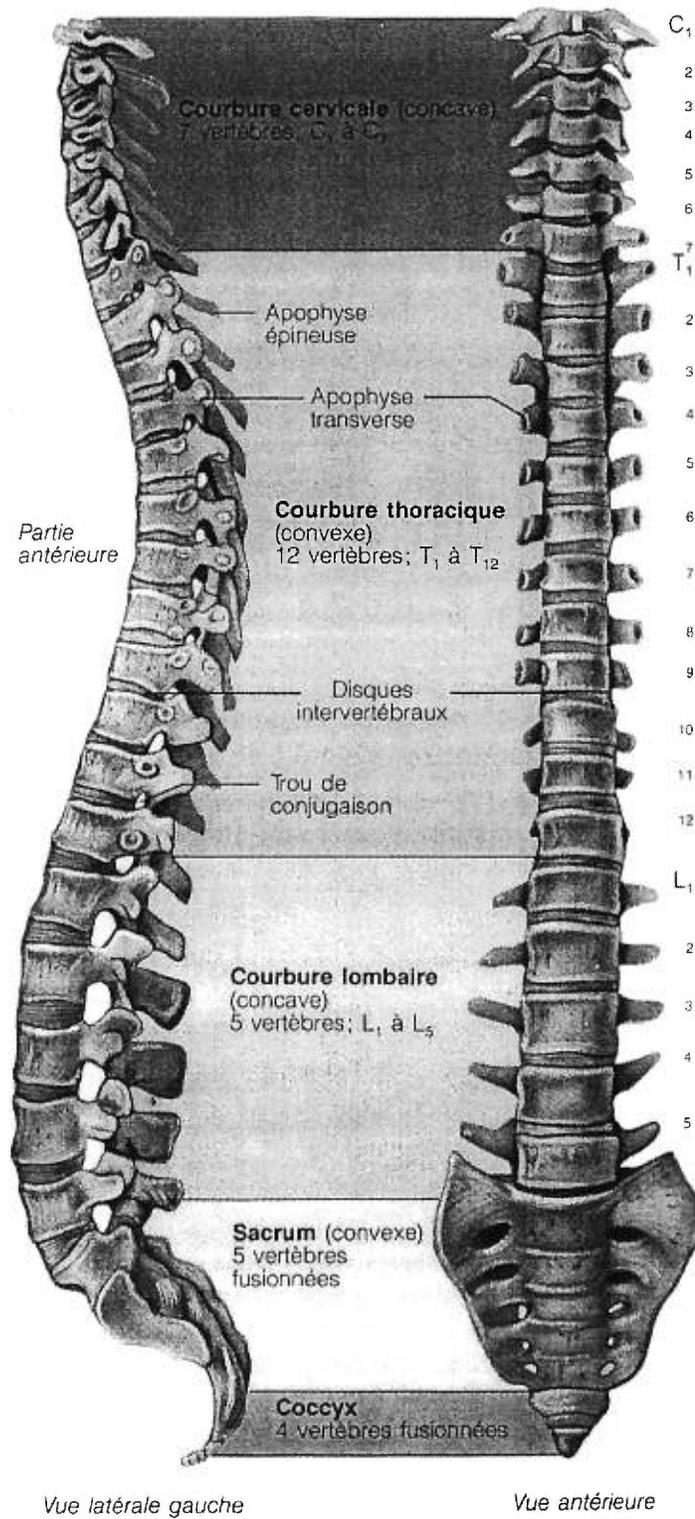


Figure 2-1: La colonne vertébrale: vues latérale et antérieure (Mariebb et Laurendeau, 1993).

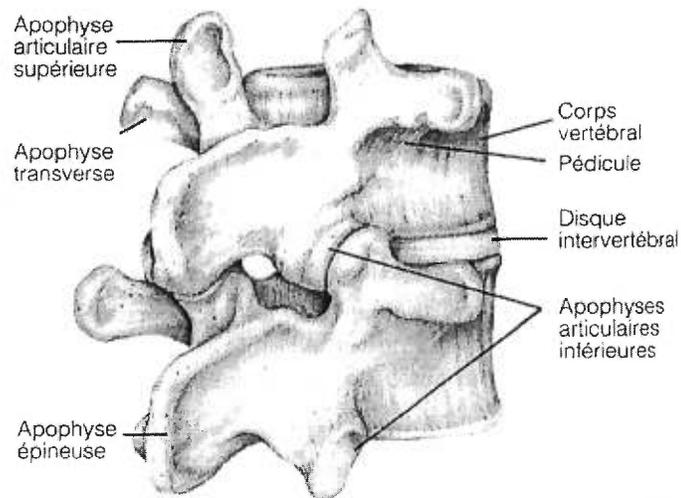


Figure 2-2: Vue postéro-latérale de deux vertèbres lombaires articulées (Mariebb et Laurendeau, 1993).

Dans une colonne normale, les plateaux vertébraux sont parallèles au plan transverse, l'apophyse épineuse se dirige vers l'arrière dans le plan sagittal et les vertèbres possèdent un plan de symétrie parallèle au plan sagittal. La scoliose est une déformation tridimensionnelle, due à un mouvement de torsion généralisé au rachis. Ce mouvement est engendré par une perturbation locale qui se répercute sur tout le rachis en causant une rupture de l'équilibre rachidien. Dans le plan frontal, la colonne possède une ou deux courbures. Toutes les vertèbres sont en extension les unes par rapport aux autres et les espaces intervertébraux s'ouvrent en avant. Les vertèbres amorcent en plus un mouvement en inclinaison latérale, ainsi qu'un déplacement dans le plan axial, les vertèbres ne sont alors plus alignées dans le plan sagittal. Ces mouvements transverses et antéro-postérieurs modifient alors l'orientation physiologique des articulations costo-vertébrales, qui entraîneront alors les côtes, causant une gibbosité postérieure du côté de la convexité et une contre-gibbosité du côté de la concavité. De plus les corps vertébraux subissent une déformation plastique appelée cunéiformisation et ne possèdent plus de plan de symétrie.

Il y a deux types de scoliose: les scolioses à courbure majeure unique (70% des cas), qui se subdivisent en scolioses thoracique, thoraco-lombaire et lombaire, et les scolioses à courbures majeures doubles (30% des cas). La scoliose est dite idiopathique lorsque sa cause n'est pas connue, ce qui représente 80 à 90% des cas de scoliose (Pope et coll., 1984). Elle touche plus souvent la population féminine, apparaît généralement durant la croissance et est traitée surtout durant l'adolescence, par des corsets ou par un traitement chirurgical. Des données américaines (Graham, 1988) indiquent que 3,5% des adolescents et 5,1% des adolescentes sont évalués par le système de santé au sujet d'une scoliose idiopathique. De ce nombre, environ un patient sur dix mille aura besoin d'un traitement chirurgical. Ce traitement est difficile, tant sur le plan physique que sur le plan psychologique et différentes complications peuvent survenir: troubles neurologiques, infection, débalancement de la posture, pseudoarthrose et bris d'instrumentation.

2.2 Imagerie médicale 3D

2.2.1 Systèmes d'acquisition pré et post-opératoires

Deux méthodes peuvent être utilisées pour obtenir une image 3D de la colonne vertébrale: la reconstruction radiographique multiplanaire (ou stéréoradiographique) à partir de projections (2 clichés ou plus) et le rendu de surface (tomographie axiale par rayons-X, résonance magnétique, tomographie ultrasonore).

Les différentes étapes de la reconstruction stéréoradiographique sont schématisées à la figure 2-3. Un cliché radiographique est en fait une image bidimensionnelle sur laquelle se superposent des structures se trouvant à des profondeurs différentes par rapport au plan de détection. La troisième dimension est obtenue pour des points spécifiques, repérés sur au moins deux clichés différents en

calculant leurs coordonnées tridimensionnelles à l'aide d'une technique de triangulation (Marzan, 1976). Une représentation tridimensionnelle simplifiée de la colonne et de la cage thoracique est ainsi obtenue en numérisant sur chaque cliché des repères anatomiques correspondants, et en calculant ensuite la position 3D des ces repères (Stokes et coll., 1988 ; Dansereau et coll., 1990; Godillon et coll., 1995). Chaque vertèbre est alors modélisée comme un polyèdre. Un rendu plus réaliste peut être obtenu en habillant la colonne et la cage thoracique en leur ajustant un modèle géométrique construit à l'aide de données morphométriques des côtes et de modèles 3D de chacune des vertèbres et du sternum obtenus par empilement de coupes tomographiques effectuées sur un spécimen cadavérique (Dansereau et coll., 1990 ; Aubin et coll., 1995). Cette étape n'est pas illustrée à la figure 2-3. Finalement, un logiciel d'infographie interactif permet de reconstruire l'image tridimensionnelle de chaque vertèbre. La méthode de reconstruction utilisant deux vues postéro-antérieure (PA) et latérale (LAT) a été évaluée à l'aide d'une étude de validation (Aubin et coll., 1997) et donne une précision moyenne de 2.6 ± 2.4 mm (pédicules : 1.7 ± 0.9 mm ; centres des plateaux vertébraux : 2.0 ± 1.0 mm ; contour des plateaux vertébraux : 2.3 ± 1.0 mm ; apophyses épineuses et transverses : 4.9 ± 3.8 mm). Cette technique de reconstruction de la colonne implique peu de radiations, offre une visualisation simplifiée de la colonne avant l'étape de l'habillage et une représentation réaliste suite à cette étape.

Les ultrasons peuvent servir à obtenir une image tridimensionnelle de la partie postérieure des vertèbres, mais la partie antérieure des vertèbres est masquée à l'avant par les poumons, et à l'arrière par la partie postérieure des vertèbres, car les ultrasons sont complètement atténués en traversant l'air ou les os. De plus, l'image obtenue à l'aide d'ultrasons n'a pas une échelle dimensionnelle exacte. En effet, cette technique mesure en fait un temps, qui peut être transformé en distance lorsque la vitesse de propagation des ondes dans les tissus traversés est connue. Cette vitesse n'étant pas

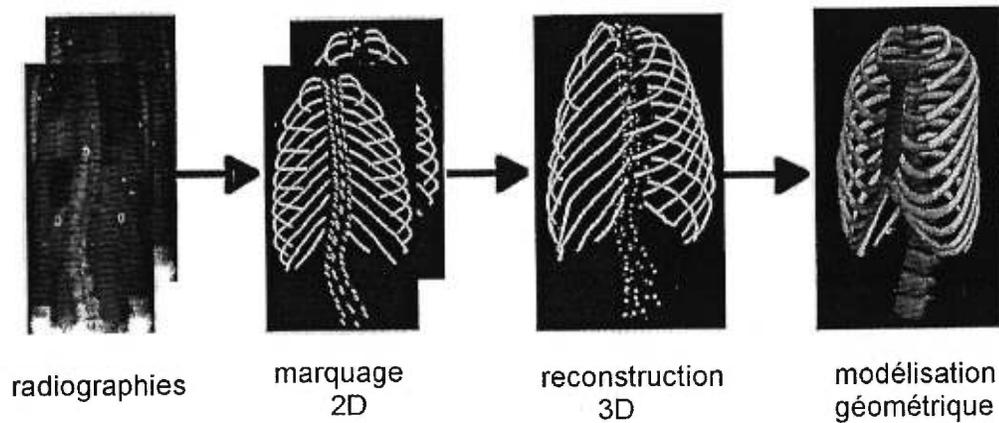


Figure 2-3: Reconstruction d'un modèle de vertèbre obtenu à partir de radiographies multiplanaires et d'un habillage graphique personnalisé.

uniforme et sa distribution n'étant pas connue précisément, les distances seront mal évaluées, causant des éléments de distorsion. Cette technique d'imagerie économique et non invasive permet une visualisation de certaines structures anatomiques, mais ne permet pas de réaliser des mesures précises de longueur et ne conserve pas les rapports angulaires des structures nécessaires aux objectifs de la présente étude.

La tomographie axiale par rayons-X et la résonance magnétique sont des modalités d'imagerie tridimensionnelle. Dans les deux cas, le volume d'un objet anatomique est construit en superposant ses contours segmentés sur chaque coupe correspondant à une profondeur spécifique, l'épaisseur des coupes limitant la résolution trans-axiale.

La tomographie axiale par rayons-X détecte des contrastes de densité d'un plan de coupe donné, parallèle au plan transverse. Cette méthode s'applique bien à l'imagerie de la colonne, car elle détecte bien les os, ce qui facilite la détection des contours des vertèbres. La précision de reconstruction 3D d'une vertèbre réalisée à l'aide des images de tomographie sériées de 1 mm d'épaisseur, a été évaluée par une étude de validation

comme étant de $1,1 \pm 0,8$ mm (Aubin et coll., 1997). Cette modalité d'imagerie implique pourtant une quantité de radiation qui peut être nuisible lorsqu'il s'agit d'acquérir une image de toute la colonne, ou de plusieurs vertèbres.

La résonance magnétique permet de visualiser la distribution d'eau et de ce fait détecte bien les tissus mous (ligaments, disques inter-vertébraux, moelle épinière, etc.). Les contours des vertèbres sont généralement flous, ce qui explique le fait que jusqu'à récemment cette modalité d'imagerie n'ait pas été utilisée pour réaliser des images 3D de la colonne. Martel et coll. (1998) ont développé une technique d'utilisation de cette modalité qui semble régler le problème des contours flous. Pour ce faire, ils utilisent une séquence d'exposition très rapide avec une largeur de bande large et un temps d'écho court (TE). Des mesures réalisées sur un fantôme possédant des marqueurs, a permis de comparer la précision de la résonance magnétique à celle de la tomographie axiale. La position des marqueurs a pu être localisée avec une précision de respectivement 0,4mm et 0,3mm pour la résonance magnétique et la tomographie axiale. Les images in vivo ont montré un bon contraste entre la colonne et les tissus mous environnants. Les appareils de résonance magnétique étant très coûteux, ils ne sont pas disponibles dans tous les centres hospitaliers. Cette modalité offre par contre l'avantage de pouvoir réaliser des coupes dans tous les plans et est moins nuisible que la tomographie axiale.

Puisque que les patients étudiés sont des adolescents, dont la croissance n'est pas terminée, le LIS3D de l'hôpital Ste-Justine a choisi d'utiliser l'approche de la reconstruction radiographique multiplanaire lorsqu'il s'agit d'obtenir une image 3D de plusieurs vertèbres. Il est alors possible de suivre ces patients à plusieurs moments avant et après la chirurgie, sans augmenter indûment les risques sur la santé dus aux radiations. Des études sont présentement en cours afin d'améliorer la représentation tridimensionnelle de la colonne en numérisant plus de repères anatomiques sur chaque cliché.

2.2.2 Systèmes de suivi per-opératoire

Les méthodes d'imagerie normalement utilisées pour construire un modèle tridimensionnel de la colonne peuvent difficilement être utilisées durant la chirurgie. Les outils d'imagerie 3D conventionnels ne s'adaptent pas facilement à une salle d'opération. Les appareils d'imagerie sont généralement encombrant et coûteux. De plus, le traitement des images, stéréoradiographies ou coupes tomographiques, complexifie la procédure. Quelques auteurs ont tout de même proposé l'utilisation de ces outils (Huck, 1980 ; Kwoh, 1988) durant des neurochirurgies, tandis que Chériet et coll. (1999) développent actuellement un système stéréoradiographique et travaillent particulièrement à une procédure d'auto-calibrage. Haberland et coll. (2000) ont développé un système de guidage pour la visée pédiculaire qui utilise un appareil de tomographie axiale mobile. Des marqueurs sont implantés sur les vertèbres d'intérêt, ces vertèbres sont balayées par le tomographe et finalement les marqueurs sont numérisés à l'aide du système de navigation per-opératoire. Ce système permet un guidage, et pourrait être adapté pour estimer les déplacements vertébraux per-opératoires. Par contre, l'irradiation de plusieurs vertèbres pose encore une fois le problème de la dose absorbée par le patient.

La stratégie de la plupart des groupes de recherche désirant réaliser un suivi d'une ou plusieurs composantes anatomiques consiste plutôt à localiser chacune de ces composantes anatomiques à l'aide d'une des technologies suivantes: numériseurs 3D optiques, magnétiques ou mécaniques; systèmes de stéréophotographie ou de stéréoradiographies et systèmes vidéo.

Différents groupes de recherche ont développé des systèmes de chirurgie assistée par ordinateur servant comme outil de guidage lors de manœuvres délicates en neurochirurgie ou en orthopédie (par exemple lors de la fixation des vis pédiculaires). Ces systèmes pourraient aussi servir à évaluer les déplacements vertébraux durant la chirurgie et ils seront donc examinés.

Labelle et coll. (1995) utilisent un numériseur 3D à champs magnétiques (*The Flock of BIRD, Ascention Technology Corporation*) qui mesure les coordonnées x, y et z de l'extrémité d'un pointeur ainsi que l'orientation de l'axe longitudinal de celui-ci par rapport à l'émetteur. Le chirurgien fore d'abord un trou dans l'axe longitudinal de l'apophyse épineuse et y insère l'extrémité du pointeur, il mesure alors l'orientation de l'axe longitudinal de l'apophyse épineuse de chaque vertèbre. Le changement d'orientation 3D de chaque vertèbre est calculé par la différence angulaire des orientations mesurées avant l'installation de la tige et après la manœuvre de dérotation de celle-ci (figure 2-4). Certains indices cliniques sont alors déduits à partir de ces mesures, soit les angles de Cobb et les rotations axiales des vertèbres. Pour calculer ces indices, il faut d'abord faire passer une courbe par les points mesurés sur les apophyses épineuses, et à chacun de ces points calculer l'équation du plan normal à la courbe. L'angle de Cobb est calculé sur cette courbe, et la rotation axiale correspond à l'angle entre les projections sur le plan normal des orientations mesurées à l'apex avant et après le déplacement. Cette technique de mesures per-opératoires est simple et donne une bonne reproductibilité des mesures de coordonnées (0,9 mm), par contre les mesures d'orientation ont une forte variabilité (2,5°). Ceci est probablement dû aux multiples insertions de la pointe de l'outil chirurgical dans l'os qui agrandissent alors le trou dans lequel les mesures sont prises. Cette technique offre aussi l'avantage d'être autonome puisqu'elle ne nécessite pas d'être jumelée à une autre modalité d'imagerie pré ou per-opératoire. Les mesures de positions de l'extrémité de la tige permettent une représentation curviligne et non volumétrique de la colonne. De plus, les angles cliniques calculés (angles de Cobb, rotations axiales, etc.) sont influencés par la forte variabilité des mesures d'orientation.

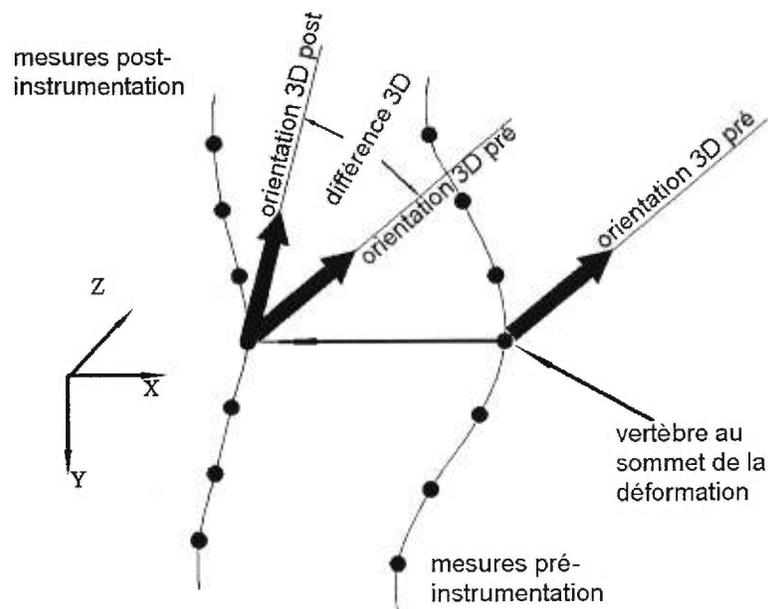


Figure 2-4: Représentation curviligne des changements d'orientation des vertèbres (axe longitudinal de apophyses épineuses).

La fluoroscopie per-opératoire a longtemps été utilisée en cardiologie comme un moyen de guider le chirurgien durant ses manœuvres à travers le système circulatoire du patient. La compagnie Medtronic Sofamor Danek avec son *FluoroNav* a adapté ce type de système à des chirurgies orthopédiques (Hofstetter et coll., 1999) telles la reconstruction du ligament croisé antérieur (Klos et coll., 2000), la chirurgie des fractures des os longs (Joskowicz et coll., 1999) et la visée pédiculaire. Des marqueurs optoélectroniques sont placés sur des outils chirurgicaux, sur le patient et sur le fluoroscope pour les localiser dans l'espace. Le bras en C du fluoroscope permet de balayer le patient sous différents angles. Le stockage de toutes les images et une première phase de calibrage permet ainsi de visualiser les outils chirurgicaux dans les images du patient dans toutes les vues, et ce simultanément. Ce système très récent demeure coûteux, encombrant et expose le patient à de nouvelles radiations à chaque prise d'images. Développé d'abord pour le guidage, Hamadeh et coll. (1998) l'ont adapté

à la localisation 3D de structures anatomiques. Un traitement numérique des images fluoroscopiques réalise une segmentation des images et un recalage contours-surfaces 3D permet de relier géométriquement ces images à des modèles 3D pré-opératoires.

Sawatsky et coll. (1998) utilisent une approche photogrammétrique pour réaliser le suivi des vertèbres. Des stéréophotographies sont prises à différents moments de l'instrumentation à l'aide d'une paire de caméras 35 mm. Les paramètres des caméras sont calculés au début de chaque chirurgie à l'aide d'une procédure de calibrage durant laquelle un objet de calibrage est photographié. Les déplacements du patient sont tenus en compte grâce à une règle placée sur le sacrum qui permet de détecter les mouvements du bassin. Les photos sont ensuite numérisées. Après la chirurgie, des repères anatomiques sont numérisés sur chaque photographie, à l'aide d'un logiciel de détection semi-automatique des repères d'intérêt. Par des méthodes de triangulation, les coordonnées 3D de chaque point numérisé est calculé à partir des coordonnées 2D du point sur chaque photographie. Les coordonnées 3D de ces points se trouvent alors dans le référentiel des caméras. Les coordonnées sont alors transformées pour que la règle sur chaque paire de photographies soit alignée. Les points correspondant à différents moments de la chirurgie seront donc représentés dans un référentiel commun. Une analyse statistique a permis d'estimer l'écart-type entre 0,2 et 0,4 mm, selon le niveau vertébral. Cette méthode semble donc très précise, elle exige par contre des procédures de calibrage et un traitement d'images post-opératoires assez complexes. De plus, cette méthode ne permet qu'une visualisation post-opératoire d'une colonne simplifiée.

Il est aussi possible, par un traitement mathématique, de relier les mesures per-opératoires à des modèles géométriques 3D construits avant l'opération à l'aide des méthodes vues dans la section précédente. Ceci permet une visualisation per-opératoire de la colonne équivalente à la visualisation pré et post-opératoire, et de réaliser sur les modèles pré/per/post-opératoires des mesures comparables. Ce type de système de

suivi est composé d'une image 3D de la structure anatomique à suivre; d'un système d'acquisition per-opérateur; d'un logiciel transformant les mesures per-opératoires dans le référentiel de l'image 3D et d'un logiciel graphique de visualisation. Plusieurs variantes de système de suivi ont été développés. Ils utilisent différents appareils d'acquisition per-opérateur, ou construisent l'image 3D de la pièce anatomique à localiser par différentes modalités d'imagerie. L'originalité de ces systèmes de localisation réside donc dans le type de système d'acquisition per-opératoires et surtout dans l'algorithme de localisation qui estime la matrice de transformation entre le référentiel du système d'acquisition et le référentiel de l'image 3D.

Dans un contexte général, les informations connues dans deux référentiels différents reliés par une transformation rigide sont désignés comme étant des "traits de référence". Le but du suivi d'une structure est d'extraire et de recalibrer des traits de référence communs à cette structure (anatomique dans le cas des systèmes de chirurgie assistée par ordinateur) dans chaque référentiel (système de coordonnées). Ces traits n'ont pas nécessairement la même représentation dans chaque modalité. Ils peuvent être des points (2D ou 3D), des courbes (2D ou 3D), des surfaces, des lignes, des plans, des projections 2D des surfaces, des niveaux de gris, etc. Dans un chapitre intitulé «Registration for computer integrated surgery : methodology, state of the art» (Taylor et coll., 1995), Stéphane Lavallée présente une revue de littérature exhaustive des différentes approches de recalage utilisées en chirurgie assistée par ordinateur. Les trois approches les plus communément utilisées pour des applications orthopédiques sont le recalage points 3D-points 3D¹, points 3D-points 2D et points-surfaces.

¹ L'appellation recalage points-points communément utilisée est en fait un recalage points 3D-points 3D.

Les premiers systèmes de suivi per-opératoire utilisés lors de chirurgies orthopédiques procédaient par la localisation de marqueurs placés sur les vertèbres durant la chirurgie (Nolte et coll., 1995) ou de repères anatomiques (Girardi et coll., 1999 ; Carl et coll., 1997), visibles dans le modèle 3D pré-opératoire et pouvant être numérisés durant la chirurgie. C'est en fait le principe de la stéréotaxie. La localisation de repères anatomiques dans un modèle 3D réalisé par un chirurgien engendre une erreur importante, surtout dans le cas des surfaces postérieures des vertèbres qui ne possèdent pas de tels repères reconnaissables précisément, systématiquement et sans ambiguïté. La stéréotaxie telle que largement utilisée en neurochirurgie requiert la présence de marqueurs lors des acquisitions tant pré que per-opératoires. Ces marqueurs doivent donc être implantés sur la ou les structures anatomiques à suivre, et ce avant la chirurgie. En neurochirurgie une seule structure doit être suivie, et les marqueurs peuvent facilement être insérés sur la peau le plus près possible de la zone qui sera ouverte. Par contre, dans un contexte de chirurgie orthopédique où plus qu'une structure doit être suivie, et où toutes les structures à suivre peuvent bouger non seulement indépendamment les unes des autres, mais aussi indépendamment de la peau environnante, ce type d'approche pose plusieurs problèmes. Certaines équipes développent tout de même de telles techniques (Winkler et coll., 1998 ; Lund et coll., 1996). Malgré tout, cette approche ne fait pas l'unanimité puisqu'elle demande de réaliser une première chirurgie pour planter les marqueurs. Cette chirurgie quoique mineure augmente le stress subi par le patient, ainsi que les risques d'infection.

Godillon et coll. (1995) proposent de suivre le mouvement de plusieurs vertèbres par un système vidéo composé de deux caméras qui mesure la position de trois diodes fixées sur chaque vertèbre étudiée. Une procédure de calibrage réalisée au début de la chirurgie permet de relier les mesures per-opératoires à un modèle construit avant la chirurgie à partir de stéréoradiographies. La procédure de calibrage consiste à identifier

sur deux clichés radiographiques réalisés au début de la chirurgie des repères anatomiques sur lesquels des marqueurs ont été fixés, puis de mesurer la position de ces marqueurs par le système vidéo. La matrice de transformation entre les référentiels du système vidéo et du modèle 3D est alors calculée. Ce système sert aussi à étudier le déplacement des vertèbres induit par le déplacement contrôlé d'une d'entre elles. Pour cela, un système de contrôle permet de déplacer une vertèbre spécifique. Suite au déplacement provoqué d'une vertèbre, il est alors possible d'étudier le déplacement des autres vertèbres. La précision de ce système de mesures est estimée à ± 0.2 mm à une distance d'un mètre et à $\pm 1^\circ$. Ce système est présentement en cours de validation. Il semble donc précis, mais requiert une première procédure de calibrage des caméras, puis une deuxième procédure de calibrage entre le modèle 3D de la colonne et les caméras. Cette seconde procédure demande de pouvoir réaliser des radiographies multiplanaires per-opératoires, et requiert donc une installation per-opératoire complexe.

Peuchot et coll. (1995) ont développé un système de réalité augmentée avec lequel l'image 3D d'une vertèbre est superposée à la vertèbre réelle. Les mesures per-opératoires sont effectuées par une ou des caméras numériques. Ces caméras suivent des marqueurs passifs (clous en titane) fixés sur les vertèbres. La relation géométrique entre l'image 2D et la connaissance nécessaire de la position 3D des marqueurs sur la vertèbre permet de déterminer la position des vertèbres instrumentées avec une précision de 0,5mm en monovision (une seule caméra) ou une incertitude de inférieure au dixième de millimètre en multivision (2 caméras ou plus). Un traitement d'images numérique permet ensuite de recalibrer les mesures per-opératoires aux modèles 3D des vertèbres (recalage 2D-3D). La localisation des marqueurs sur le modèle 3D de la structure à suivre pourrait être réalisée à l'aide du programme de recalage développé dans le cadre de cette thèse.

Grimson et coll. (1995) ont aussi développé un système de réalité augmentée, pour lequel le modèle 3D pré-opératoire réalisé à partir de tomographie axiale ou de résonance magnétique doit être recalé à des mesures réalisées durant la chirurgie à l'aide d'un scanner laser. Pour le moment ce système a été développé dans le cadre de neurochirurgies.

Le système de Brunie (1992) est basé sur le recalage (2D-3D), le modèle pré-opératoire étant construit à partir de tranches de tomographie axiale, tandis que les mesures per-opératoires sont en fait des radiographies per-opératoires. Les contours des vertèbres sont extraits de ces radiographies, et ce sont ces contours qui sont recalés sur les modèles 3D pré-opératoires.

Les méthodes de suivi basées sur la numérisation de plusieurs points sur les vertèbres utilisent un algorithme de recalage points-surfaces. Ce type d'algorithme estime la matrice de transformation qui, appliquée aux points numérisés, minimise la distance des points numérisés transformés à la surface modélisée. Les systèmes de suivi basés sur un recalage points-surfaces ont d'abord été développés pour des applications en robotique, pour lesquelles la représentation des surfaces par des fonctions implicites ou explicites a été privilégiée. Par exemple, Gunnarsson et Prinz (1987) modélisent des surfaces quadriques (cônes, ellipses, cylindres, etc.) par des fonctions implicites ($f(x,y,z)=0$) ou des surfaces plus complexes par des fonctions paramétriques de troisième degré. Sullivan et Sandford (1994) utilisent la représentation surfacique par des fonctions paramétriques pour des surfaces simples. Dans le cas d'objets complexes, ils suggèrent de décortiquer la surface de l'objet en plus petites surfaces, mais mentionnent la difficulté de respecter les continuités au niveau des intersections. Ils suggèrent une approche hybride dans le cas d'objets très complexes, qui consiste à modéliser les parties plus régulières par des fonctions paramétriques, et de représenter les parties très irrégulières par des ensembles de points. Ils ont appliqué ce principe à la localisation d'un visage. Le

nez, les oreilles et le menton sont représentés par des points tandis que le reste du visage est modélisé par une fonction paramétrique. Plusieurs systèmes de suivi utilisant le recalage points-surfaces et développés dans un cadre médical utilisent une représentation surfacique par groupes de points (Lavallée et coll., 1995 ; Simon et coll., 1995). Ces systèmes sont basés sur la numérisation d'un grand nombre de points ensuite recalés à toute la surface de l'objet à localiser. Le traitement informatique des mesures per-opératoires est très long. La numérisation per-opératoire de points situés sur des surfaces pré-définies permet d'éviter l'inconvénient de la durée de la prise de mesures per-opératoires en plus de réduire considérablement la durée du traitement informatique.

Lavallée et coll. (1995) utilisent un système de numérisation *OPTOTRAK* qui suit le mouvement de 6 diodes infrarouges fixées sur un pointeur, dont la précision est de ± 0.3 mm, et avec lequel le chirurgien numérise un grand nombre de points sur les vertèbres. Les images 3D des vertèbres sont construites à l'aide d'images de tomographie axiale. Un logiciel estime alors les rotations et translations qui relient le référentiel du numériseur au référentiel de l'image 3D. Ce logiciel est un programme qui minimise les distances des points à la vertèbre. Ce programme d'optimisation, basé sur un processus itératif, requiert le calcul de la distance de chaque point numérisé à la surface. Puisque le nombre de points est élevé, un algorithme performant permet de réaliser le recalage rapidement, en bâtissant avant la chirurgie une carte des distances 3D. Cette technique permet une localisation précise des vertèbres, nécessite un prétraitement plus important, et utilise un numériseur coûteux. De plus, le modèle 3D de chaque vertèbre est construit à l'aide d'images de tomographie axiale, qui exposerait le patient à trop de radiations si toute la colonne devait être modélisée.

La méthode développée dans le cadre de cette thèse qui consiste à numériser quelques points sur des surfaces pré-définies situées sur la partie postérieure des

vertèbres instrumentées et de recalcr ces mesures per-opératoires aux modèles 3D de ces vertèbres a été incorporée et adaptée dans un système de navigation commerciale, le *Navitrack* d'Orthosoft (Amiot et coll., 1997). Ce système est adapté à quatre chirurgies ou manoeuvres chirurgicales orthopédiques: la visée pédiculaire, le remplacement de la hanche ou du genou et la reconstruction du ligament antérieur croisé. Le modèle 3D pré-opératoire est réalisé à l'aide d'images de tomographie axiale et les mesures per-opératoires sont prises à l'aide de numériseurs magnétique ou optique. Herring et coll. (1998) ont utilisé une telle approche basée sur un recalage points-surfaces avec des modèles 3D réalisés à l'aide d'images de tomographie axiale et des mesures per-opératoires prises à l'aide d'un système optique (*OPTOTRAK*). Ils ont obtenu une précision de localisation sur des marqueurs de référence submillimétrique (section 2.2.3).

D'autres groupes de recherche (Nolte et coll., 1995; Simon et coll., 1995 ; Glossop et Hu, 1997 ; Liu et coll., 1997 ; Lecire et coll., 1999) ont développé des systèmes de suivi. L'efficacité de ces systèmes dépend de la précision des mesures pré et per-opératoires, ainsi que de la performance des algorithmes permettant la localisation des points numérisés. Tout comme le choix de la modalité d'imagerie per-opératoire, le choix du système d'acquisition est une question de coût, d'organisation de l'espace (par exemple, les méthodes photogrammétriques requièrent que la ligne de vue caméra-vertèbres soit libre) et de facilité d'utilisation (certains systèmes requièrent une procédure de calibrage fastidieuse qui nécessite la présence d'un technicien chevronné). Sati et coll. (1994) ont comparé les avantages et inconvénients de différents numériseurs 3D (magnétique, à ultrasons, optique et mécanique). Rohling et coll. (1995) ont réalisé une étude comparant la précision de deux types de numériseurs 3D, soit un numériseur optique (*OPTOTRAK*) et mécanique (*FARO*). Le numériseur *OPTOTRAK* s'est avéré plus précis ($\pm 0,15\text{mm}$) que le *FARO* ($\pm 0,5\text{mm}$). Ces numériseurs sont équivalents lorsqu'il sont utilisés par un chirurgien qui travaille à main levée.

2.2.3 Validation et évaluation des systèmes de suivi per-opérateur

Mac-Thiong et coll. (1999) ont réalisé une étude de validation basée sur des mesures réalisées sur une colonne sèche et complémentaire à celle réalisée dans le cadre de cette thèse. Cette étude s'est particulièrement penchée sur l'effet de l'utilisation de différents modèles 3D pré-opérateurs sur la précision du recalage. Cinq types de modèles ont été reconstruits à partir des méthodes suivantes: stéréoradiographies avec 6 repères anatomiques par vertèbre, stéréoradiographies avec 6 repères anatomiques par vertèbre puis corrigés par le module de correction du LIS3D (section 2.5.1), stéréoradiographies avec 9 repères anatomiques par vertèbre, 9 repères anatomiques numérisés par le *MICROSCRIBE* directement sur la colonne sèche plutôt que sur les radiographies et tomographie axiale. Le tableau I présente les erreurs moyennes des repères anatomiques (distances entre les positions estimées et de référence) pour ces cinq modèles 3D, les mesures ayant été réalisées avec un numériseur *BIRD* ($\pm 2,5\text{mm}$), et avec un numériseur à bras mécanique (*MICROSCRBE*, $\pm 0,6\text{mm}$) les points du protocole actuel ayant été numérisés et le nouveau dictionnaire ayant été utilisé.

Les modèles 3D obtenus via les repères anatomiques numérisés par le *MICROSCRIBE* correspondent à un cas idéal de stéréoradiographies puisqu'il s'agit des repères anatomiques numérisés directement sur la colonne sèche plutôt que sur les radiographies, minimisant ainsi les erreurs dues à l'identification de ces mêmes repères sur les radiographies. Les distances moyennes diminuent ainsi de 25%, passant de $6,1\pm 2,7$ à $4,5\pm 2,2\text{mm}$ dans le cas où les six repères ont été numérisés sur les radiographies, reconstruits puis corrigés. Les meilleurs cas obtenus avec la technologie actuelle (numériseur *BIRD*, modèle 3D de stéréoradiographies à six repères anatomiques corrigés, points du protocole opératoire) et avec une autre technologie (numériseur *MICROSCRIBE*, modèle 3D de tomographie axiale, points du protocole opératoire) produisent respectivement une erreur de $6,1\pm 2,7$ et $3,2\pm 1,6\text{mm}$

Tableau I: Distance entre les positions estimées et de référence des repères anatomiques pour cinq types de modèles 3D pré-opératoires, d'après l'étude de Mac-Thiong (1997).

Appareil de mesures per-opératoires	Modèle 3D pré-opératoire	Moyenne (mm)	Écart-type (mm)
<i>BIRD</i> ($\pm 2,5$ mm)	stéréoradiographies à 6 repères anatomiques	7,9	3,6
<i>BIRD</i> ($\pm 2,5$ mm)	stéréoradiographies à 6 repères anatomiques corrigés	6,1	2,7
<i>BIRD</i> ($\pm 2,5$ mm)	stéréoradiographies à 6 repères anatomiques corrigés, dictionnaire construit à partir du modèle 3D de tomographie axiale	4,7	2,2
<i>BIRD</i> ($\pm 2,5$ mm)	stéréoradiographies à 9 repères anatomiques	8,0	6,3
<i>BIRD</i> ($\pm 2,5$ mm)	microscribe à 9 repères anatomiques	4,5	2,2
<i>BIRD</i> ($\pm 2,5$ mm)	tomographie axiale	3,5	1,9
<i>Microscribe</i> ($\pm 0,6$ mm)	stéréoradiographies à 6 repères anatomiques corrigés	5,5	2,8
<i>Microscribe</i> ($\pm 0,6$ mm)	tomographie axiale	3,2	1,6

Glossop et coll. (1997) ont réalisé une étude de validation dans le but d'analyser l'effet des mouvements d'un patient durant la prise de mesures per-opératoires. Pour ce faire, ils ont fixé un objet possédant sept marqueurs (diodes) au corps d'une vertèbre. Ils ont d'abord vérifié que même si certaines diodes n'étaient pas visibles, la vertèbre pouvait tout de même être suivie par un système optique. Ils ont ensuite estimé que la respiration du patient pouvait induire des translations allant jusqu'à 1,3mm, et que si les mesures étaient réalisées durant les pics de respiration, ces translations pouvaient baisser pour se situer entre 0,1 et 0,2mm. Il faut noter que les pics de respiration durent en moyenne 3 secondes. Finalement, ils ont estimé que certaines manœuvres

chirurgicales telles la dissection pouvaient induire des translations allant jusqu'à 12,3mm. Il est évident que le chirurgien n'effectue aucune mesure durant ces manœuvres, pourtant les déplacements vertébraux induits déplacent le patient par rapport au référentiel global. C'est pour éviter ce problème qu'une pince munie d'un récepteur, fixée sur le patient en dehors de la colonne permettrait de tenir compte de ces déplacements.

Plusieurs études ont été réalisées dans le but d'estimer la précision des mesures per-opératoires (Cherier et coll., 1999 ; Dufour et coll., 1999 ; Lecire et coll., 1999). Chérier et coll. (1999) ont validé le processus de calibrage d'un système de reconstructions stéréoradiographiques per-opératoires à l'aide d'un simple objet de calibrage posé sur le patient et visible sur chaque vue radiographique. Leur étude a aussi permis de déterminer la taille et la position optimales de cet objet de calibrage.

Dufour et coll. (1999) ont mesuré la précision de la localisation des marqueurs d'un système de suivi optique. La méthodologie de leur système est exposée à la section 2.2.2 (Godillon et coll., 1995). La méthodologie de leur évaluation n'est pas exposée dans l'article. La précision de la position des marqueurs a été évaluée comme étant de 0,4mm, tandis que la précision de l'orientation a été évaluée comme étant de 1,6°.

Lecire et coll. (1999) ont évalué un système de suivi optoélectronique, pour lequel le pointeur servant à la numérisation possède des marqueurs auto-réflexifs. Ils ont estimé que la précision des mesures des coordonnées de l'extrémité du pointeur était de 1,0mm. Avant l'instrumentation, les référentiels rachidien et locaux sont déterminés à partir de la numérisation de repères anatomiques. Le référentiel rachidien est défini à l'aide de points situés sur les parties antéro-postérieures gauche et droite de l'os iliaque, sur l'apophyse épineuse des vertèbres C7 et S1 (sur la peau du patient). Les référentiels locaux de chaque vertèbre sont définis à l'aide de points situés à l'extrémité des apophyses transverses gauche et droite et sur l'apophyse épineuse. L'erreur d'estimation des angles

vertébraux et la répétabilité ont été évaluées à $1,5^\circ$ dans les deux cas. Le suivi des vertèbres est réalisé en renumérisant les trois repères anatomiques de chaque vertèbre.

Liu et coll (1997) ont développé un système de suivi optique composé de trois caméras qui mesurent les mouvements d'un objet possédant cinq marqueurs, objet fixé sur les vertèbres apicales et limites supérieures. Une étape de pré-calibrage des caméras est réalisé à l'aide d'un objet de calibrage muni de six marqueurs. Ce calibrage permet de mesurer les rotations vertébrales dans le référentiel global. Une première étude in vivo a été réalisée durant laquelle les rotations ont été mesurées de trois manières, soit par le système de suivi, par un goniomètre (mesures de référence) et par un système de stéréoradiographies. Les différences de rotations frontales et sagittales mesurées par le système de suivi versus par le goniomètre ne sont pas significatives ($0,52^\circ \pm 0,46^\circ$ et $0,29^\circ \pm 0,29^\circ$), tandis que les différences de rotations transverses le sont ($-1,05^\circ \pm 1,56^\circ$). Les différences entre le système de suivi et le système de stéréoradiographies indiquent des erreurs inhérentes à ces deux techniques, mais aussi au mauvais alignement des axes globaux avec les axes anatomiques. Une étude de validation in vivo a été réalisée avec un patient. Les rotations transverses mesurées par le système de suivi ont été comparées à celles mesurées par tomographie axiale (voir section 2.3.2.3). Tandis que la tomographie axiale donnait une impression de dérotation transverse de 4° de la vertèbre apicale par rapport à la vertèbre finale supérieure, le système de suivi a plutôt mesuré une détérioration de cette rotation de $0,4^\circ$.

Durdle et coll. (1999) ont aussi développé un système de suivi des déplacements vertébraux basé sur le suivi d'un objet fixé à la structure anatomique. Cet objet est une structure métallique sur laquelle sont disposés une triade de marqueurs. Un calibrage entre les mesures optiques et deux stéréoradiographies per-opératoires permet de recalculer géométriquement chaque triade au centre de la vertèbre (distances au centre et orientations). Une étude de validation a permis d'estimer la précision des mesures de

position et d'orientation. Les mesures de position et d'orientation ont été effectuées à l'aide de leur système de suivi utilisant les stéréoradiographies per-opératoires puis avec leur système de suivi utilisant plutôt un numériseur magnétique *BIRD* ($\pm 2,5\text{mm}$) et finalement avec des mesures réalisées uniquement avec le numériseur *BIRD*. Ils ont mesuré les différences suivantes :

système de suivi + *BIRD* versus *BIRD*

position décomposée : (-1,5, 1,0, -1,0)mm

orientation décomposée : (1,5°, 0,9°, 0,6°)

système de suivi + stéréoradiographies versus *BIRD*

position : décomposée (-3,0, 3,0, 7,0)mm

orientation décomposée : (10°, -7°, -2°)

Durdle et coll. concluent qu'il est nécessaire de trouver un moyen plus précis de mesurer la relation géométrique entre chaque vertèbre et sa triade que par des stéréoradiographies per-opératoires.

Pallombara et coll. (1997) ont développé un système de chirurgie assistée par ordinateur pour des applications de chirurgie du genou (arthroplastie). Un modèle 3D pré-opératoire est reconstruit à partir de tranches de tomographie axiale, tandis que les mesures per-opératoires sont effectuées à l'aide d'un bras mécanique (*FARO*, $\pm 0,3\text{mm}$). Un très grand nombre de points est numérisé et un recalage points-surfaces permet de relier géométriquement les mesures per-opératoires aux modèles 3D pré-opératoires. Une pré-localisation qui consiste à numériser quatre repères anatomiques sur chaque os (fémur et tibia) permet d'estimer un modèle initial. Pallombara et coll. ont réalisé une étude de faisabilité et de validation dans le but de vérifier si la précision de leur système était suffisante pour appliquer leur système à de l'assistance par robot. Une première étude a été réalisée à l'aide d'un fantôme (fémur et tibia en plastique) et une seconde avec des genoux de porc. Cinq marqueurs fixés sur chaque os et visibles sur les

tranches de tomographie axiale et durant les mesures per-opératoires permettent d'obtenir des mesures de référence. Les erreurs de recalage après la première étape de pré-localisation étaient de 4° (orientation) et 2mm (translation), tandis que les erreurs finales étaient de $1^\circ 14'$ et 1,16mm. Les erreurs de recalage ont été décomposées selon les axes X, Y, Z. Les erreurs des translations en X et des rotations en Y étaient les plus grandes, ce qui a été confirmé par la suite à l'aide des mesures réalisées sur les genoux de porc. Les auteurs de l'étude émettent l'hypothèse que c'est dû au manque de points accessibles sur la partie postérieure des os, points qui permettraient de déterminer Tx et Ty sans ambiguïté.

La stabilité du recalage a aussi été étudiée. Pour ce faire, des perturbations de $5^\circ/5\text{mm}$, $10^\circ/10\text{mm}$ et $15^\circ/15\text{mm}$ ont été ajoutées aux mesures, ce qui n'a dans aucun cas augmenté l'erreur de recalage. Pallombara et coll. se sont aussi intéressés au nombre de points et à leur localisation pour arriver à la conclusion que la localisation est un facteur plus important que le modèle initial. Ils suggèrent de numériser 100 à 200 points sur 50 à 60% de la surface de la structure à suivre.

La seconde étude de validation a été réalisée avec deux genoux de porc, le premier étant composé d'un fémur et d'un tibia, tandis que le second n'était composé que d'un fémur. Les os ont été percés pour pouvoir y incruster quatre marqueurs servant à établir des mesures de référence. Dans le cas du premier genou, les erreurs de recalage mesurées ont été de respectivement $2^\circ 51'/1,43\text{mm}$ et $6^\circ 12'/5,62\text{mm}$ pour le fémur et le tibia. Les durées d'exécution du programme étaient de respectivement 4 et 2 minutes. Une deuxième expérience avec le fémur du second fémur a permis de tester l'hypothèse du manque de points accessibles sur la partie postérieure des os. Pour cela, ces surfaces ont été retirées du modèle 3D pré-opératoire pour que le programme ne tente pas d'ajuster des points incertains à ces surfaces. L'hypothèse a été confirmée puisque l'erreur de recalage a diminué pour atteindre $1^\circ 20'/1,33\text{mm}$.

Herring et coll. (1998) ont développé un système de chirurgie assistée par ordinateur basé lui aussi sur la numérisation per-opératoire d'un grand nombre de points recalés sur un modèle 3D pré-opératoire réalisé à partir de tranches de tomographie axiale. La surface postérieure de la vertèbre à localiser a été divisée en 9 sous-surfaces. Les mesures per-opératoires seront ultérieurement réalisées par un appareil à ultrasons. L'étude de validation a plutôt utilisé des mesures per-opératoires numérisées par un système optique (*OPTOTRAK*), tandis que les mesures effectuées par l'appareil à ultrasons ont été simulées.

Une première partie de l'étude a été réalisée à partir de mesures physiques sur un fantôme (vertèbre L2), une deuxième partie à partir de mesures simulées pour ce même fantôme, tandis que la troisième partie a été réalisée à l'aide de mesures prises sur un patient. Cinq marqueurs fixés aux vertèbres permettaient d'obtenir des mesures de référence dans le cas des mesures physiques. La surface postérieure de la vertèbre à localiser a été divisée en 9 sous-surfaces.

Dans la première partie, les mesures per-opératoires étaient réalisées avec le numériseur optique et le modèle 3D pré-opératoire à partir de tranches de tomographie axiale de 2 et 3mm, et la précision obtenue était submillimétrique. Plusieurs combinaisons de surfaces à numériser ont été comparées, la meilleure étant composée de trois sous-surfaces (apophyse épineuse, lames gauche et droite). La seconde partie simulait la numérisation par ultrasons soit à partir des mesures du numériseur optique, soit à partir de points extraits du modèle 3D pré-opératoire. Cette validation était qualitative et a semblé donner des résultats satisfaisants. La troisième partie réalisée à partir de mesures effectuées sur un patient a confirmé la combinaison de surfaces mentionnées plus haut comme étant une bonne combinaison. De plus il s'est avéré que l'ajout de bruit requiert la numérisation d'une plus grande aire de surfaces.

Plusieurs études de validation de systèmes de guidage de la visée pédiculaire ont été réalisées. Certaines de ces études étaient basées sur des tests in vitro, consistant à insérer des vis pédiculaires dans des vertèbres sèches à l'aide des systèmes de guidage développés (Amiot et coll., 1997 ; Carl et coll.1997), et à mesurer par la suite la distance maximale entre l'axe du trou foré et l'axe du pédicule. D'autres études étaient basées sur des tests in vivo (Laine et coll., 1997 ; Schwarzenbach et coll., 1997). Après la visée pédiculaire réalisée à l'aide du système développé, des images de tomographie axiale post-opératoires étaient utilisées afin de valider les résultats. Le critère de validation était alors qualitatif, soit un taux de mauvaise localisation des vis.

2.3 Indices cliniques servant à évaluer les déformations scoliotiques

2.3.1 Système d'axes et mesures des courbures scoliotiques

Les définitions présentées dans cette section sont tirées de Stokes (1994). La colonne étant constituée d'éléments rigides dont on veut décrire les déplacements, en rotation et en translation, les uns par rapport aux autres, il est d'abord nécessaire de définir différents référentiels et différentes échelles de mesures. La figure 2-5 montre les systèmes d'axes liés aux référentiels a) local (associé à une vertèbre), b) régional (associé à une courbe), c) rachidien et d) global (associé au corps). Les mesures locales sont reliées aux déformations d'une vertèbre, tandis que les mesures rachidiennes sont reliées aux déformations de la colonne.

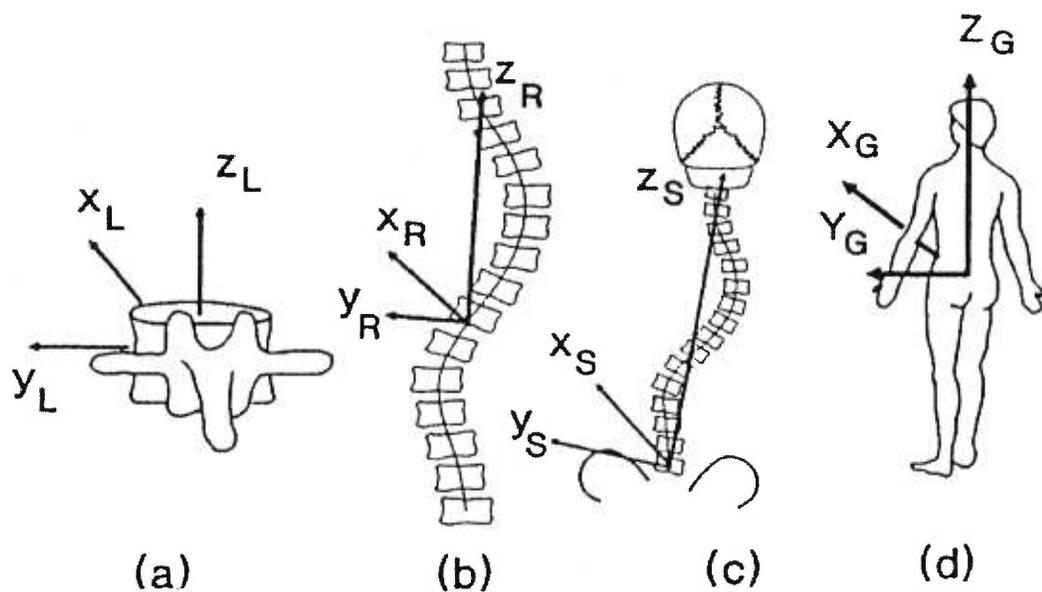


Figure 2-5: Hiérarchie des quatre systèmes d'axes liés à la géométrie rachidienne. a) local relié à la vertèbre b) régional: relié à une courbe c) rachidien: relié à la colonne; l'axe des z passe à travers des centres des vertèbres les plus céphalique et caudale d) global: relié au corps, l'origine est au centre du plateau supérieur de la vertèbre S1 et l'axe des Z est parallèle à la ligne de gravité (Stokes, 1994).

L'indice le plus couramment utilisé pour évaluer le degré de déformation scoliothique est l'angle de Cobb, qui est mesuré en clinique sur une radiographie frontale. Il s'agit de l'angle entre les droites passant par les plateaux vertébraux aux points d'inflexion de la courbure du rachis (figure 2-6). Cet indice 2D mesure à la fois la courbure du rachis et les angles projetés des vertèbres frontières de cette courbure. L'angle de Cobb peut aussi être mesuré sur un modèle de la colonne par une procédure informatisée. On parle alors d'indice analytique. L'angle de Cobb analytique est calculé entre les normales aux points d'inflexion de

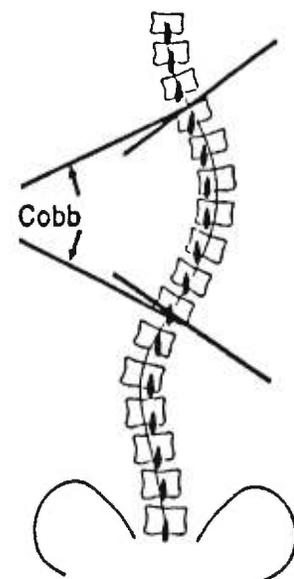


Figure 2-6: Angle de Cobb (Stokes, 1994).

la projection de la ligne des corps vertébraux sur un plan quelconque (plan frontal, plan sagittal, plan de déformation maximale ou minimale, plan d'ajustement de la ligne des corps vertébraux). La ligne des corps vertébraux réfère à la ligne courbée passant par les points à mi-chemin entre les centres des plateaux vertébraux. Les plans de déformation maximale/minimale sont définis comme les plans autour de l'axe vertical où les angles de Cobb prennent leurs valeurs extrêmes. L'angle de Cobb mesuré dans divers plans de même que l'orientation du plan de déformation maximale par rapport au plan frontal permettent de tenir compte du caractère 3D de la déformation. L'angle de Cobb analytique calculé dans le plan frontal est généralement plus élevé que l'angle de Cobb clinique, mais il lui est très corrélé (0,97%) (Stokes et Dansereau, 1988).

La courbe modélisant la ligne des corps vertébraux peut être définie par des indices tridimensionnels tels la longueur, la courbure, la torsion géométrique, etc. La vertèbre (ou le disque) apicale est la vertèbre (ou le disque) la plus déviée dans le plan frontal (ayant la plus grande coordonnée en y dans le référentiel global). Les vertèbres limites sont les vertèbres qui limitent une courbe scoliotique, dans le plan frontal. La balance (figure 2-7) peut être définie comme un angle et comme une distance. La balance est la distance entre la vertèbre T1 ou C7 et l'axe vertical global ; elle peut aussi être mesurée comme l'angle entre les axes verticaux global et rachidien.

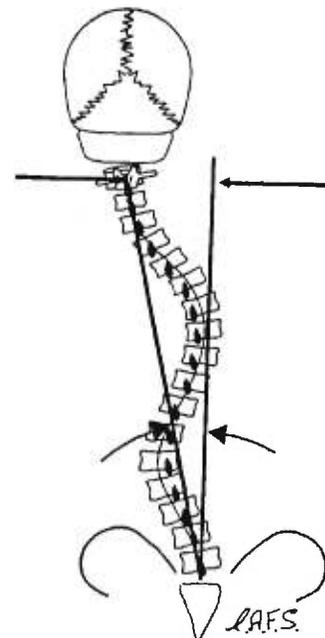


Figure 2-7: Balance dans le plan frontal (Stokes, 1994).

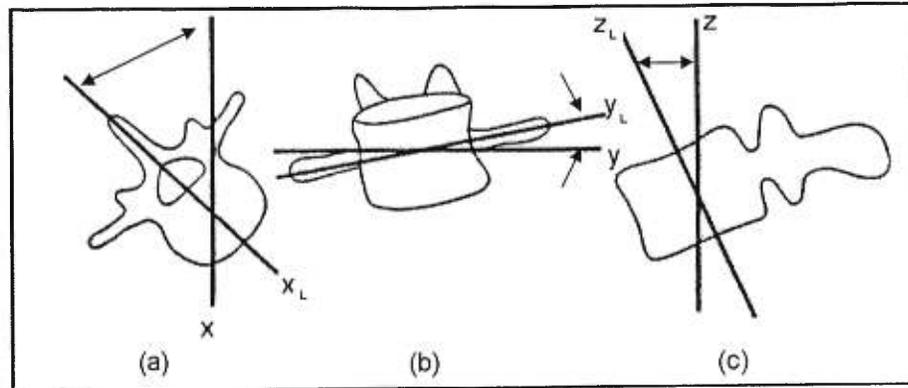


Figure 2-8: Rotations vertébrales: a) axiale, b) frontale , c) sagittale

Les rotations des vertèbres seront mesurées dans les plans transverse, frontal et sagittal (figure 2-8). Ce sont des angles définis dans des plans, et la séquence de leur application dans l'espace est importante (Skalli et coll., 1995). La rotation intervertébrale est le déplacement d'une vertèbre par rapport à la vertèbre immédiatement adjacente. La torsion géométrique mesure la déviation des vertèbres et de la ligne vertébrale d'un plan donné (Stokes, 1994).

2.3.2 Méthodes de mesure des rotations vertébrales

Plusieurs méthodes ont été développées dans le but de mesurer les rotations vertébrales axiales. Ces rotations sont toujours des angles mesurés sur des projections. Ces méthodes sont basées sur des approches empiriques ou analytiques. L'approche empirique est soit descriptive, car elle propose un ordre de grandeur, soit indirecte, car la rotation axiale est calculée à partir de mesures qui lui sont reliées par corrélation et non pas par une relation analytique. L'approche empirique permet de réaliser un calcul plus simple, tandis que l'approche analytique offre une meilleure répétabilité des mesures.

Toutes les méthodes empiriques et analytiques ont l'inconvénient de ne pas tenir compte de la cunéiformisation des vertèbres. En effet, les vertèbres scoliotiques sont

souvent déformées. L'extrémité et la base de l'apophyse épineuse ne sont plus alignées, les pédicules gauche et droit d'une vertèbre ne sont pas d'égale épaisseur (Landry et coll., 1998). Les paramètres calculés à l'aide des positions relatives de ces repères anatomiques sont donc affectés. À notre connaissance, aucune étude n'a évalué l'erreur de mesure de la rotation causée par la cunéiformisation vertébrale.

2.3.2.1 Méthodes empiriques basées sur une radiographie AP ou PA

Toutes les méthodes empiriques décrites ci-dessous utilisent une radiographie AP ou PA. Cobb (1948) décrit une méthode qui dépend de la position des corps vertébraux par rapport à la ligne moyenne des marges latérales du corps vertébral et qui évalue les rotations à l'aide d'une cote. Si l'apophyse épineuse est dans l'axe de la ligne moyenne, la rotation est nulle, si l'apophyse épineuse se situe sur la marge latérale, la rotation est cotée +3 et au-delà de cette marge, elle est cotée +4.

Nash et Moe (1969) utilisent plutôt le déplacement des pédicules du côté convexe par rapport au corps vertébral. Un pédicule aligné avec le corps vertébral correspond à une rotation nulle, un déplacement du pédicule à travers 50% du corps vertébral correspond à une rotation de 50° et un déplacement du pédicule à travers 100% du corps vertébral correspond à une rotation de 100°. Les auteurs estiment que leur méthode est plus simple que celle de Cobb et fiable pour une plus grande gamme de valeurs de rotations.

Mehta (1973) propose une méthode basée sur les distances entre trois repères anatomiques situés sur le côté convexe: le pédicule, l'apophyse transverse et le trou de conjugaison. Deux segments courts de colonne sèche ont été radiographiés à 15° d'intervalle pour un arc de 90°. Une table a ainsi été construite.

Perdriolle (Perdriolle et Vidal ,1985) a construit un stencil basé sur la position du pédicule situé du côté convexe par rapport aux marges latérales du corps vertébral. Le torsiomètre de Perdriolle a été évalué par Richards (1992), qui à l'aide d'une étude intra et inter-observateurs estime que l'erreur individuelle moyenne est de 6° , ce qui est souvent de l'ordre de grandeur des différences de rotation qu'on désire mesurer. Ces résultats indiquent que le torsiomètre ne peut servir à réaliser des mesures précises des rotations vertébrales.

2.3.2.2 Méthodes analytiques basées sur une radiographie AP

Plusieurs auteurs (Monji et Koreska, 1985; Bunnell, 1985; Drerup, 1985 ; Stokes et coll., 1986) ont proposé des méthodes basées sur les positions relatives de certains repères anatomiques mesurés sur des radiographies AP. Ces méthodes ont été comparées par Russel et coll. (1990) à l'aide des radiographies de deux vertèbres sèches pour lesquelles les distances relatives et les rotations vertébrales étaient connues. Les erreurs estimées étaient de $3^\circ \pm 4^\circ$ pour les méthodes de Bunnell et de Drerup, de $3^\circ \pm 5^\circ$ pour la méthode de Monji et Koreska et de $6^\circ \pm 2^\circ$ pour la méthode de Stokes. La méthode de Stokes s'est donc avérée la moins précise. Les trois autres méthodes ne donnaient pas de différences statistiquement significatives, mais celle de Bunnell a semblé donné des résultats plus consistants.

2.3.2.3 Méthodes analytiques basées sur des coupes tomodynamométriques

Aaro et coll. (1981) ont développé une méthode largement utilisée pour la mesure de la rotation axiale (*RAsag*) d'une vertèbre donnée. Cette méthode est basée sur des mesures prises sur une coupe tomographique de la vertèbre (dans le plan transverse global). Il s'agit de l'angle entre la ligne passant par la partie postérieure du trou de

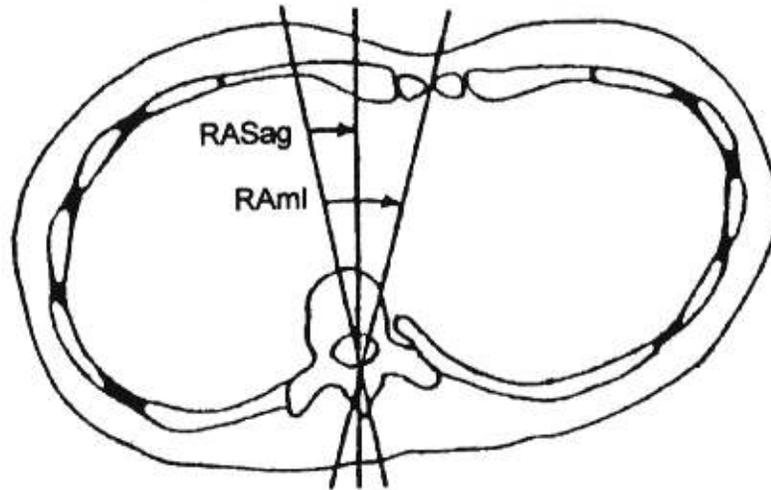


Figure 2-9: Définition de la rotation axiale selon RASag et RAml.

conjugaison et le centre du corps vertébral et la ligne passant par la partie postérieure du trou de conjugaison et le plan sagittal (figure 2-9). Cette mesure est en fait elle même une mesure 2D, puisqu'elle est projetée dans le plan transverse global et ne tient pas compte de l'inclinaison possible de la vertèbre.

RAml (figure 2-9), une variante de RASag, est aussi une mesure de la rotation axiale très utilisée. Il s'agit de l'angle entre la ligne passant par la partie postérieure du trou de conjugaison et le centre du corps vertébral, et la ligne passant par la partie postérieure du trou de conjugaison et la ligne médiane du sternum.

La précision du calcul de la rotation vertébrale à partir d'une tranche de tomographie axiale est réduite lorsque l'inclinaison de la vertèbre dans le plan frontal ou sagittal est supérieure à 20° (Aaro et coll., 1981). Cette inclinaison dans le plan frontal peut excéder 20° aux vertèbres limites de grandes courbes, rarement dans le plan sagittal. Willers et coll. (1996) concluent donc que cette méthode est suffisamment précise, particulièrement dans le cas d'études comparant des rotations d'un même niveau

vertébral. Ils suggèrent de calculer la rotation vertébrale par rapport à la vertèbre T1 plutôt que par rapport au plan sagittal, car cette dernière est plus sensible à la position du patient sur la table. De plus, la vertèbre T1 est généralement peu inclinée.

Les coupes de tomographie axiale étant réalisées en position couchée, la scoliose est réduite ce qui cause une sous-estimation des rotations (Russel et coll., 1988). De plus, la réduction post-opératoire de la gibbosité permet au patient couché de rouler vers la convexité de la déformation rachidienne, l'angle RAsag post-instrumentation est ainsi surestimé (Cundy et coll, 1990).

2.3.2.4 Méthodes analytiques basées sur des mesures per-opératoires

Lecire et coll. (1999) numérisent à l'aide de caméras Vicon trois points par vertèbre (extrémité de l'apophyse épineuse et des apophyses transverses), grâce auxquels ils définissent des axes locaux. Labelle et coll. (1995), mesurent un point situé sur l'extrémité de l'apophyse épineuse de chaque vertèbre, ainsi que l'orientation de l'apophyse épineuse. Des rotations locales sont ensuite calculées à l'aide de ces mesures (section 2.2.2). Ghanem et coll. (1997), ainsi que Sawatzky et coll. (1998) réalisent une numérisation d'un nuage de points à différents moments de la chirurgie. Des rotations globales sont alors déduites de la matrice de transformation qui est calculée grâce à un recalage du nuage de points. Dans les trois cas, les rotations sont exprimées dans le référentiel global et la rotation axiale est donc calculée par rapport au plan sagittal.

2.3.2.5 Évaluation de la rotation par un indice 3D

Kojima et Kurokawa (199) proposent de calculer un vecteur de rotation entre les plateaux de deux vertèbres à partir de la reconstruction 3D obtenue par tomographie

axiale. Ce vecteur mesurerait alors le non alignement de ces vertèbres. Le calcul de la norme et de la direction de ces vecteurs permettraient une meilleure planification de la chirurgie puisque ces vecteurs décrivent comment la déformation devrait être corrigée (en appliquant, durant la chirurgie, les rotations permettant un alignement des vertèbres par rapport à leur position idéale).

Ces indices sont par contre difficiles à analyser pour quantifier une déformation ou évaluer une correction. En effet, il est plus difficile de visualiser des angles 3D absolus que des angles projetés dans un plan connu.

2.4 Études des corrections induites par l'instrumentation C-D

Les premières études réalisées dans le but de documenter les déplacements vertébraux ont consisté à comparer des indices 2D tel l'angle de Cobb calculés avant et après la chirurgie. Ces études s'accordent pour dire que l'instrumentation C-D corrige la déviation latérale et reproduit les courbes physiologiques dans le plan sagittal (Nagata et coll., 1987; Perez-Grueso et coll., 1988; Gray et coll., 1991; Krismer et coll., 1992; Lenke et coll., 1992; Guidera et coll., 1993; Schlenzka et coll., 1993; Labelle et coll., 1995b; Tredwell et coll., 1999). Plusieurs études ultérieures ont été réalisées dans le but d'évaluer la correction de la rotation axiale (ou dérotation axiale). La correction axiale est le pourcentage de dérotation axiale calculée soit à l'aide du torsiomètre de Perdriolle (Boachie-Adjei et Bradford, 1991), soit à l'aide de mesures 3D per-opératoires (Labelle et coll., 1995, voir section 2.2.2), soit à l'aide de coupes tomographiques, ou soit à l'aide de modèles 3D construits à partir de stéréoradiographies (Labelle et coll., 1995b).

Tableau II: Comparaison des dérotations mesurées par différentes études.

Étude	Nombre de patients	Vertèbres	Dérotation axiale = (Rapost - RApré) / RApré	Conclusion de l'étude. OUI: il y a correction, NON: il n'y a pas correction	Étude statistique réalisée: OUI: il y a étude statistique NON: il n'y a pas d'étude statistique	Observations
Akbarna et coll., 1988	33	apicales	RA sag: 22% RA ml: 17%	OUI	NON	Corrélation observée entre la dérotation et la correction de la gibbosité.
Bauer et coll., 1991	30	apicales	RA sag: 11%	NON	NON	Angles de rotation post-op très corrélés avec les translations latérales.
Boachie-Adjei et Bradford, 1991	26	apicales	Torsiomètre: thoracique droite: 28% doubles thoraco-lombaire: thoracique: 41% lombaire: 3%	OUI OUI NON	NON	
Cundy et coll., 1990	34	apicales	RA sag: 26% RA ml: 24%	OUI	NON	Légère détérioration après 6 mois, sans détérioration subséquente 2 ans plus tard.
Ecker et coll., 1988	30	apicales	RA sag: 14% RA ml: 24 %	OUI	OUI, corrections pas très significatives	
Ghanem et coll., 1997	8 mesures per-opératoires	apicales, premières et dernières vertèbres instrumentées et les vertèbres adjacentes	RA sag < 8°	Correction des courbes thoraco-lombaires et lombaires	NON	Les rotations mesurées sont faibles. Les segments instrumentés subissent une rotation dans la même direction que la tige. Les angles mesurés sont petits, une correction de 50% d'une rotation de 10° n'est pas nécessairement significative.
Gray et coll., 1991	10	apicales et limites	RA sag: 24%	NON	NON	

RA_{sag} : rotation axiale calculée par rapport au plan sagittal ; RA_{ml} : rotation axiale calculée par rapport à la ligne médiane (section 2.3.2.3) ; RA_{Stokes} : rotation axiale telle que définie par Stokes et coll., 1986 ; RA_{T1} : rotation axiale calculée par rapport à la vertèbre T1 ; RA_{Bassin} : rotation axiale calculée par rapport au bassin.

Tableau II (suite) : Comparaison des dérotations mesurées par différentes études.

Étude	Nombre de patients	Vertèbres	Dérotation axiale = (RApost - RApré) / RApré	Conclusion de l'étude. OUI: il y a correction, NON: il n'y a pas correction	Étude statistique réalisée: OUI: il y a étude statistique NON: il n'y a pas d'étude statistique	Observations
Krismer et coll., 1992	30	sections délimitées par les crochets	RA _{sag} (vert. Apicale) - (RA _{sag} (vert. fin. sup.) + RA _{sag} (vert. fin. inf.))/2 : de -17% à 43%	NON	OUI, correction non significative	Étude de la corrélation entre la position des vis et les corrections frontales (oui), sagittales (oui) et axiales (non).
Labelle et coll., 1995	22 mesures per-opératoires	apicales	RA _{SAG} (voir section 2.2.2) : thoracique: -20% lombaire: 0%	NON	OUI	Différence d'orientation 3D calculée pour toutes les vertèbres: 11°±6°. Le changement d'orientation est significatif.
Labelle et coll., 1995b	37	apicales	RA _{STOKES} : vertèbres thoraciques=29%	OUI	OUI	Dérotations minimales, de 17°±9° (per-opératoires) à 12°±8° (post-opératoires). Déplacement du plan de déformation maximale vers le plan sagittal indiquant une dérotation en bloc de la colonne thoracique.
Lenke et coll., 1992	20	apicales	RA _{sag} : 10% RA _{mi} : 16%	NON OUI	OUI, corrections significatives pour RA _{mi}	Très bonne correction en translation apicale.
Moens et coll., 1995	24	apicales	RA _{sag} : 7%	NON	OUI	Dans le cas des courbes doubles majeures, il y a correction significative.
Nagata et coll., 1987	75	apicales	RA _{mi} : 24%	OUI	NON	
Paterson et coll., 1988	34	apicales	RA _{sag} : 26% RA _{mi} : 14%	OUI	NON	10 patients refaits après 1 an: pas de détérioration significative de la dérotation axiale.

Tableau II (suite) : Comparaison des dérotations mesurées par différentes études.

Étude	Nombre de patients	Vertèbres	Dérotation axiale = (RApost - RApré) / RApré	Conclusion de l'étude. OUI: il y a correction, NON: il n'y a pas correction	Étude statistique réalisée: OUI: il y a étude statistique NON: il n'y a pas d'étude statistique	Observations
Perez-Gruoso et coll., 1988	43	apicales	RA _{asag} : thoracique: 16% lombaire: 12% RA _{mi} : thoracique: 30% lombaire: 12%	Thoracique: OUI Lombaire: NON	OUI, correction significative pour courbe thoracique	Chez 4 patients, augmentation de la rotation axiale mesurée par RAsag.
Sawatzky et coll., 1998	32 mesures per-opératoires	apicales et limites	RA _{mi} : <3°	Correction minimale	NON	Dérotation axiale significativement corrélée avec le nombre de crochets.
Willers et coll., 1996	38	toutes les vertèbres	RA _{T1} : 24%	OUI	OUI, correction significative	La correction de la gibbosité et la dérotation ne semblent pas corrélées et ne résulteraient pas du même mécanisme biomécanique. Il y a dérotation graduelle de la colonne, plus prononcée à l'apex, sans tendance claire, contredisant Wood et la dérotation en bloc.
Wood et coll., 1991	20	toutes les vertèbres	RA _{asag} : . 25% . 6% après 1 an RABassin: . 21% . 4% après 1 an RABassin, courbe type I: . 57% . 24% après 1 an	NON NON OUI	OUI, correction significative pour RABassin, courbe type I	Les forces de dérotation ne semblent pas être transmises aux segments non instrumentés. Il y aurait plutôt une dérotation en bloc de la colonne.

Les rotations axiales ont été mesurées par rapport au plan sagittal (RASag) (Aaro et col., 1981), par rapport à la ligne médiane du sternum (RAml) (Paterson et coll., 1988), par rapport à la vertèbre T1 (Willers et coll., 1996) ou par rapport au bassin (Wood et coll., 1991). Krismer et coll. (1992) définissent la dérotation axiale comme étant la différence entre la rotation axiale apicale et la moyenne des rotations axiales des vertèbres limites. Dans le cas de l'étude de Labelle et coll. (1995), la rotation axiale est la projection de la différence des orientations pré et post-opératoires (orientation de l'axe longitudinal de l'apophyse épineuse), projetée sur le plan perpendiculaire à la courbe des points mesurés. Les rotations sont toutes calculées pour les vertèbres apicales; cependant dans une autre étude elles sont de plus calculées pour les vertèbres limites (Gray et coll., 1991) et dans deux autres études elles sont calculées pour toutes les vertèbres (Willers et coll., 1996 ; Wood et coll., 1991). Les résultats de ces études sont synthétisés au tableau II.

Dans certaines études, les résultats ont été regroupés selon les types de courbes. Les courbes peuvent être groupées par type anatomique, (courbes thoraciques, lombaires, thoraco-lombaires, simples ou doubles) (Boachie-Adjei et Bradford, 1991 ; Labelle et coll., 1995b ; Perez-Grueso et coll., 1988 ; Moens et coll., 1995) ou selon la classification de King (King et coll., 1983), telle l'étude de Wood (1991).

Les diverses études arrivent à des conclusions différentes quant à la correction axiale induite par la chirurgie C-D. La prudence semble par contre de mise lorsqu'on examine leurs résultats. En effet:

- les études qui concluent à une correction axiale ont trouvé des corrections ne dépassant pas 30% lorsque les résultats ne sont pas regroupés par type de courbe. Boachie-Adjei et Bradford (1991) estiment qu'il y a correction axiale dans le cas des courbes thoraciques droites (28%) ainsi que dans le cas de la courbe thoracique (41%) des scolioses doubles thoraciques droites-lombaires gauches. Moens et coll.

(1995) estiment eux aussi qu'il y a correction axiale significative dans le cas de courbes doubles majeures. Labelle et coll. (1995) mesurent une correction axiale des vertèbres thoraciques, qui quoique significative, est faible. Perez-Grueso et coll. (1988) trouvent qu'il y a dérotation significative dans le cas de courbes scoliotiques thoraciques (16% selon RAsag et 30% selon RAml). Wood (1991) estime qu'il y a correction axiale seulement pour les courbes de type I et lorsque la correction est calculée par rapport au bassin (RAbassin 57%). Toutefois, ce dernier a constaté une dégradation importante de cette dérotation qui passe de 57% à 24% après un an. Krismer et coll. (1992) ont calculé la rotation axiale pour des sections de colonne délimitées par les crochets. La correction axiale calculée dépend de la différence de rotations entre les vertèbres limites et apicale pour une section donnée et est difficilement comparable aux autres définitions de correction axiale. Ils estiment qu'il n'y a pas de correction axiale significative. Ils trouvent de plus qu'il existe une corrélation significative entre la position des crochets et les corrections dans les plans frontal et sagittal, mais pas dans le plan axial.

- Les résultats diffèrent selon la définition de dérotation axiale qui a été choisie. Lenke et coll. (1992) trouvent qu'il y a correction axiale avec RAml (16%) et non avec RAsag (10%). Willers et coll. (1996) estiment qu'il y a dérotation axiale en calculant RA_{T1} pour toutes les vertèbres (24%). Les équipes de recherche qui ont conclu à une correction axiale en utilisant RAsag sans regrouper les résultats selon les types de courbe, n'ont pas réalisé d'étude statistique. Labelle et coll. (1995) estiment dans une première étude qu'il n'a pas de correction axiale, mais ils utilisent une définition de la correction axiale qui est sensible aux erreurs de mesures d'orientation qui ont une variabilité non négligeable (2.5°), tandis que dans une seconde étude (1995b), ils mesurent une correction axiale pour les vertèbres apicales. Dans la première étude, la dérotation est estimée à l'aide de mesures per-opératoires d'axes vertébraux locaux,

tandis que dans la seconde étude, les rotations axiales sont mesurées sur des modèles construits à partir de stéréoradiographies pré et post-opératoires, en utilisant la définition de Stokes. Toutes les études ayant conclu qu'il y a une correction axiale statistiquement non négligeable, calculent des corrections axiales faibles (<25%);

- Ecker et coll. (1988) concluent à une dérotation (14% selon RAsag et 24% selon RAml), mais trouvent que ces résultats ne sont pas significatifs;
- Wood et coll. (1991) estiment qu'il n'y a pas de dérotation axiale relative des vertèbres, mais plutôt un mouvement en bloc de la colonne. Au contraire, Willers et coll. (1996) trouvent que la dérotation axiale est graduelle. Dans les deux cas, des mesures ont été réalisées pour toutes les vertèbres, mais la rotation axiale est calculée par rapport à la vertèbre T1 chez Willers, tandis qu'elle est calculée soit par rapport au plan sagittal, soit par rapport au bassin chez Wood. Ce dernier a aussi réalisé une étude à plus long terme démontrant que la correction axiale est considérablement dégradée après un an (RAsag passe de 25% à 6%, RAbassin passe de 21% à 4%).
- Sawatzky et coll. (1998) ont réalisé une étude des déplacements vertébraux basée sur des mesures per-opératoires (section 2.2.2). Ils ont mesuré plusieurs indices cliniques pré et post-instrumentation (angle de Cobb dans le plan PA, orientation du plan de déformation maximale, translations et rotations des vertèbres apicales et limites) pour 32 patients. Ils rejettent l'hypothèse de la dérotation en bloc des segments instrumentés en se basant sur deux observations : 1) les translations et rotations diffèrent selon les niveaux vertébraux (les translations céphalo-caudales ainsi que les rotations frontales et sagittales sont maximales au niveau apical) et 2) les rotations des vertèbres limites supérieures et inférieures sont effectuées en sens opposé.

Afin de tirer des conclusions plus claires, il sera nécessaire de réaliser une étude incluant des mesures prises sur toutes les vertèbres; d'analyser les résultats dans leur ensemble, mais aussi selon les types de courbe; de calculer la rotation axiale par rapport

à un référentiel unique et répétable tel le bassin et de distinguer entre les mesures per-opératoires et pré/post-opératoires.

2.5 Logiciels développés au LIS3D et utilisés dans le cadre de ce doctorat

Ce projet de doctorat fait partie des recherches entreprises il y a une dizaine d'années par le LIS3D, dans le but d'étudier les déformations scoliotiques et leur traitement, par corset et par traitement chirurgical. Les logiciels développés par les chercheurs de ce groupe de recherche et utilisés dans le cadre de ce doctorat sont ceux permettant la reconstruction d'un modèle 3D de la colonne vertébrale, et celui permettant de le lisser ou de le corriger. Il est donc nécessaire de présenter les principaux logiciels qui ont été utilisés.

2.5.1 Technique de reconstruction 3D de la colonne vertébrale

Le système de reconstruction (Dansereau et coll., 1990; Labelle et coll., 1995b) comporte un appareil de positionnement qui maintient les patients en position debout durant la prise de radiographies (PA à incidence 0°, PA à incidence 20°, et/ou latérale) et d'un objet de calibrage intégré composé de deux feuilles d'acrylique dans lesquelles sont insérées cinquante billes d'acier radio-opaques de deux millimètres de diamètre et pour lesquelles les coordonnées 3D sont connues à 0,4mm près. Dans le cadre du présent doctorat, cette technique est utilisée pour la reconstruction du modèle 3D pré-opératoire dont les étapes sont schématisées à la figure 2-10 et décrites dans les paragraphes suivants.

Les billes qui sont des repères de calibrage, ainsi que les repères anatomiques suivants sont numérisés sur chaque radiographie: six points par vertèbre thoracique et

lombaire (les centres des plateaux inférieurs et supérieurs des corps vertébraux, les sommets inférieurs et supérieurs des pédicules gauches et droits).

Cette méthode de reconstruction ainsi que les outils informatiques développés par le LIS3D sont souples et permettent de reconstruire des modèles vertébraux basés sur la numérisation d'un plus grand nombre de repères anatomiques. La difficulté d'identifier des points correspondants sur chaque radiographie limite le nombre et le choix de repères à numériser. Ainsi, en plus du modèle 3D standard à 6 repères anatomiques, deux modèles à 8 et à 9 repères anatomiques seront évalués lors de l'étude de validation (section 4.1.3.3). Les coordonnées 2D des repères anatomiques sont sauvegardées dans un fichier de type *.o2.

Suite à leur numérisation et à l'étape de calibrage, chaque repère anatomique est reconstruit par l'algorithme DLT (Direct Linear Transformation, Marzan, 1976). Les coordonnées 3D des repères anatomiques sont alors exprimées dans un référentiel associé au système de reconstruction. L'axe des X est horizontal et positif vers la droite du patient, l'axe des Y est vertical et positif vers le haut et l'axe des Z est sagittal et positif vers l'arrière du patient. Ce système d'axes est centré sur la bille centrale de la plaque avant de l'objet de calibrage. Une représentation 3D simplifiée de la colonne vertébrale est alors modélisée par un ensemble de polyèdres. Les coordonnées 3D des repères anatomiques sont écrites dans un fichier de type *.o3.

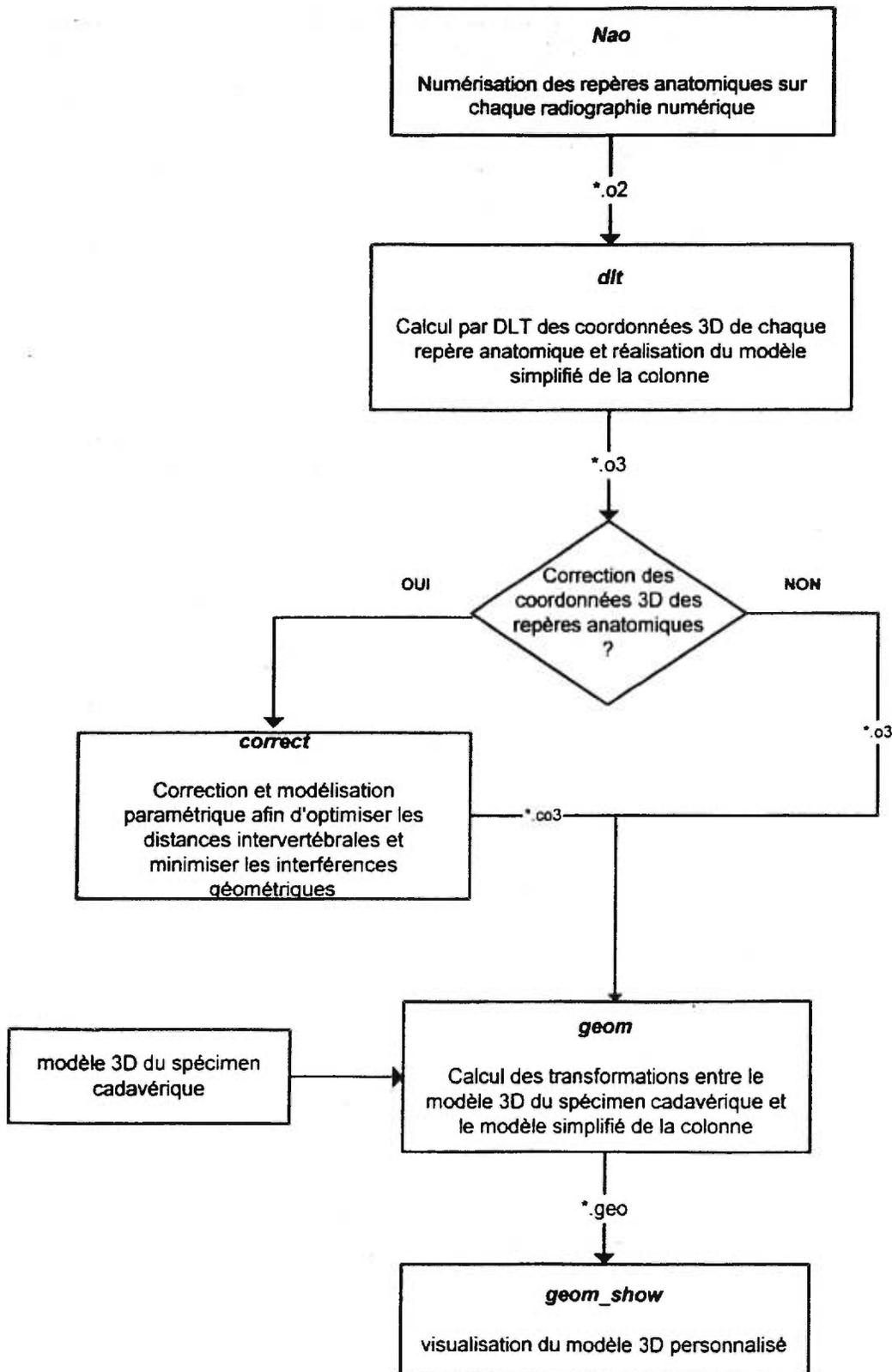


Figure 2-10: Organigramme de la reconstruction du modèle 3D personnalisé à rendu réaliste d'une colonne vertébrale, à partir de radiographies numériques.

Un module de correction (**correct**) peut ensuite être utilisé afin d'améliorer la qualité de la représentation de la géométrie vertébrale associée aux six repères anatomiques standards. Ce module permet également de définir un modèle paramétrique permettant d'affiner la géométrie vertébrale. Pour ce faire, une méthode itérative permet d'optimiser les distances intervertébrales et de minimiser les interférences géométriques apparaissant dans le modèle (Lachapelle, 1990). Une courbe 3D qui passe par les quatre pédicules est calculée et lissée à l'aide de séries de Fourier paramétriques (Dansereau et coll., 1993). De nouvelles coordonnées pour les points centraux des pédicules et pour les centroïdes des corps vertébraux sont ainsi obtenues. Les orientations frontales et sagittales de chaque vertèbre sont ensuite corrigées à l'aide de la pente (de la courbe 3D) lissée, évaluée à chaque nouveau point central des pédicules. Les coordonnées corrigées des repères anatomiques sont contenues dans des fichiers de type *.co3.

Finalement, un rendu plus réaliste est obtenu en ajustant à chaque vertèbre un modèle générique construit à l'aide de données morphométriques et des modèles 3D (Aubin et coll., 1995) obtenus par empilement de coupes tomographiques (de Guise et Martel, 1988) réalisées sur un spécimen cadavérique de référence. L'adaptation du modèle 3D de la colonne du spécimen cadavérique au modèle 3D simplifié personnalisé utilise une collection de primitives anatomiques vertébrales (Taillon, 1992) appelée dictionnaire. Les vertèbres T11 et T12 du dictionnaire normalement utilisé au LIS3D possèdent respectivement des caractéristiques anatomiques proches des vertèbres T12 et L1. De plus, la lame gauche de la vertèbre L4 est très altérée. Un nouveau dictionnaire réalisé par Mac-Thiong (1997), contient les primitives anatomiques des vertèbres T11 à L5 d'un autre spécimen cadavérique, tandis que les primitives des vertèbres T1 à T10 restent les mêmes.

La reconstruction du modèle 3D personnalisé à rendu réaliste est réalisée à l'aide d'un logiciel appelé **geom**, qui utilise un fichier de type *.o3 et calcule les transformations (rotations, translations, changements d'échelle, déformations) nécessaires pour ajuster par krigeage le modèle 3D du spécimen cadavérique au modèle simplifié de la colonne. Le logiciel **geom** donne à sa sortie un fichier de type *.geo. Les transformations calculées pourront ensuite être appliquées à tout point du modèle 3D du spécimen cadavérique. Il est ainsi possible de construire un modèle 3D personnalisé de la colonne vertébrale de chaque patient, qui peut être visualisé par un logiciel d'infographie interactif (**geom_show**).

2.5.2 Lissage du modèle 3D per-opératoire

Le modèle 3D pré-opératoire d'une colonne vertébrale construit à l'aide de la méthode présentée ci-haut, subit des transformations géométriques afin d'obtenir un modèle 3D per-opératoire. En fait, chaque vertèbre constituant ce modèle subit une transformation rigide indépendante, calculée à partir de ce modèle pré-opératoire et des mesures réalisées durant la chirurgie. Les erreurs de recalage produites sur chaque vertèbre causent des problèmes d'incohérences géométriques où deux vertèbres successives peuvent s'encastrent et les angles changer brusquement d'une vertèbre à l'autre. Afin de rendre le modèle 3D per-opératoire anatomiquement réaliste, il est donc nécessaire de lisser les repères anatomiques le constituant, afin d'empêcher deux vertèbres successives de rentrer une dans l'autre et de minimiser les fluctuations brusques des angles. Mac-Thiong (1997) a développé un logiciel qui lisse un modèle 3D en utilisant des séries de Fourier qui agissent d'abord en translation, puis en rotation. Différents paramètres sont lissés en fonction de z : la position x et en y des pédicules gauches et droits, la position en x et en y du centre des plateaux médians, la distance en z entre le point antérieur des plateaux médians (distance intervertébrale). Puisque des

déplacements indépendants selon les entités lissées provoqueraient une déformation des vertèbres, un ajustement par moindres carrés est réalisé pour rapprocher les valeurs non lissées (conformes aux dimensions des vertèbres) aux valeurs lissées.

Mac-Thiong a réalisé une étude de validation et a conclu que le lissage permet de réduire les moyennes et les écarts-types des erreurs de distance entre les positions des repères anatomiques réelles et estimées ainsi que les erreurs de rotations vertébrales. Par exemple, pour une série de mesures de validation donnée, les distances passent de 6,0 à 5,0 mm lorsque lissées. De même, les angles en x sont inchangés, les erreurs d'angles en y passent d'à peu près 5,5° à 4,5° et les erreurs d'angles en z passent de 3,5° à 2,5°. Ces chiffres correspondent au cas où le modèle 3D a été réalisé à partir de radiographies sur lesquelles six points par vertèbre ont été numérisés ; le nouveau dictionnaire a été utilisé, les points du protocole SRS ont été numérisés à l'aide d'un numériseur *BIRD* (protocole actuel plus un point par apophyse articulaire supérieure gauche et droit).

2.6 Aspects mathématiques associés au recalage

2.6.1 Contexte d'application et principales approches

Les données provenant d'une instrumentation donnée sont exprimées dans un référentiel qui lui est associé. Plusieurs méthodes de recalage mathématique permettent d'exprimer dans un référentiel commun des mesures prises à différents moments et/ou à l'aide de différentes technologies. Ces données peuvent donc être intégrées afin de réaliser des modèles réalistes de structures anatomiques d'intérêt. Tel qu'il sera présenté au chapitre 3, des méthodes de recalage mathématique seront nécessaires pour atteindre les objectifs fixés dans le cadre des travaux de cette thèse. Il est donc pertinent

ici de brosser une brève synthèse de ces méthodes et de les situer par rapport à la littérature.

En chirurgie assistée par ordinateur le référentiel des modèles est associé à la modalité d'imagerie, tandis que le référentiel des mesures per-opératoires est associé au numériseur utilisé durant la chirurgie. Il est donc nécessaire de réaliser mathématiquement un recalage des points numérisés sur les modèles correspondants obtenus durant l'étape pré-opératoire. Il y a autant de recalages mathématiques à réaliser qu'il y a de structures à suivre.

Ce suivi requiert en un premier temps la localisation des points numérisés sur le modèle 3D de ces structures, puis en un second temps le calcul des positions relatives de ces structures anatomiques. Le problème de localisation a été abordé non seulement en chirurgie assistée par ordinateur, mais aussi en robotique (Bolle et Cooper, 1986; Goch et Tschudi, 1992 ; Gunnarsson et Prinz, 1987 ; Sahoo et Menq, 1988) et en vision automatisée (Faugeras et Hebert, 1986; Sullivan et Sandford, 1994).

Si les modèles 3D des structures à suivre sont à l'échelle, il s'agit de calculer trois rotations (ϕ, θ, Ψ) et trois translations (T_x, T_y, T_z) permettant de passer d'un référentiel à l'autre ce qui est réalisé par l'application d'une matrice de transformation rigide. Les rotations sont en fait des angles que subissent les axes du référentiel de départ pour devenir superposés aux axes du référentiel d'arrivée. Plusieurs définitions de rotation existent, les rotations successives autour des axes fixes X, Y et Z du référentiel de départ ont été choisies.

Une fois les rotations et translations connues, un point P_A exprimé dans un référentiel A peut être exprimé dans un référentiel B en appliquant la fonction suivante :

$$(P_{BX}, P_{BY}, P_{BZ}, 1) = (P_{AX}, P_{AY}, P_{AZ}, 1) \bullet \begin{bmatrix} & & & 0 \\ & R_{xyz} & & 0 \\ & & & 0 \\ T_x & T_y & T_z & 1 \end{bmatrix}$$

$$R_{xyz} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\phi & \sin\phi \\ 0 & -\sin\phi & \cos\phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\theta & 0 & -\sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\theta & 0 & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\Psi & \sin\Psi & 0 \\ -\sin\Psi & \cos\Psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

où $R_{XYZ}(\phi, \theta, \Psi)$: rotations successives autour d'axes fixes x, y et z

T_x, T_y, T_z : translations

L'approche points-points consiste à estimer la relation géométrique entre des marqueurs ou des repères anatomiques numérisés durant la chirurgie et leur position connue dans une image (2D ou 3D) de la structure à suivre, tandis que l'approche points 3D-surfaces consiste à relier des points numérisés en 3D durant la chirurgie à des surfaces situées sur la partie externe de l'image 3D de la structure à suivre.

Les deux algorithmes de recalage points-surfaces les plus utilisés sont l'algorithme ICP (Iterative Closest Point) (Besl et McKay, 1992 ; Cuchet et coll., 1995 ; Lavallée et coll., 1995) et l'algorithme de minimisation des distances points-surfaces (Gunnarsson et Prinz, 1987; Sahoo et Menq, 1988). L'algorithme ICP consiste à chercher sur les surfaces les points les plus proches des points numérisés et à calculer la matrice de transformation entre ces points et les points numérisés. L'algorithme de minimisation consiste à estimer par un processus itératif les paramètres de translation et de rotation qui minimisent la somme des carrés des distances minimales entre les points numérisés et les surfaces correspondantes. Ces algorithmes requièrent le calcul de la distance minimale d'un point à une surface et le calcul de la matrice de transformation entre deux nuages de points correspondants (recalage points-points). Différentes méthodes servant à réaliser ces calculs sont expliquées dans les sections suivantes.

2.6.2 Calcul de la distance minimale d'un point à une surface

Deux approches différentes basées sur le calcul de la distance minimale d'un point **P** à une surface sont utilisées pour localiser une structure. La première consiste à calculer la distance euclidienne entre ce point **P** et un grand nombre de points se trouvant sur la surface ou dans un volume entourant cette surface (Cuchet et coll., 1995; Lavallée et coll., 1995; Simon et coll., 1995).

La deuxième approche consiste à calculer la distance minimale du point **P** à la surface modélisée. Plusieurs méthodes peuvent être utilisées pour modéliser une surface: par des facettes polygonales (Faugeras et Hebert, 1986; Bolle et Cooper, 1986) ; par une fonction implicite de type $f(x,y,z) = 0$ (Gunnarsoon et Prinz, 1987; Sullivan et Sandford, 1994) ou par une fonction explicite (ou modèle paramétrique) (Gunnarsoon et Prinz, 1987; Sahoo et Menq, 1988; Goch et Tschudi, 1992) où chaque coordonnée x , y et z est modélisée par un polynôme en fonction des paramètres communs.

2.6.2.1 Modélisation surfacique polygonale

Chaque facette est en fait un plan limité par des segments de droites. La distance minimale entre un point et un plan peut être estimée analytiquement. Par contre, le modèle surfacique polygonal n'est pas approprié pour des surfaces à forte courbure, telles les surfaces des apophyses épineuses ou transverses, car dans ce cas la surface doit être représentée par un très grand nombre de petits polygones pour obtenir une modélisation réaliste. Le temps de calcul peut alors devenir excessif. Cette méthode n'est donc utilisable que dans le cas de localisation d'objets de géométrie simple et planaire.

Ce type de géométrie est commun dans un contexte industriel, mais pas dans un contexte médical dans lequel les structures anatomiques à modéliser sont de formes complexes et différentes pour chaque patient.

2.6.2.2 Modélisation surfacique implicite

Une fonction implicite f est représentée par une fonction de type:

$$f(x,y,z) = 0$$

La distance minimale d_{\min} d'un point \mathbf{P} à cette fonction peut être approximé par :

$$d_{\min} = f(P_x, P_y, P_z) / |\text{grad}(f(P_x, P_y, P_z))|$$

où $\text{grad}(f(P_x, P_y, P_z))$ est le gradient de la fonction estimé au point \mathbf{P} .

Lorsque la fonction f décrit un plan, d_{\min} correspond à la distance géométrique ou exacte, dans les autres cas, il s'agit de la distance algébrique.

La distance algébrique approxime bien la distance géométrique pour des surfaces polynomiales (ou d'ordre d'inférieur), mais des problèmes d'instabilité peuvent survenir dans le cas de surfaces polynomiales d'ordre supérieur.

2.6.2.3 Modélisation surfacique explicite ou paramétrique

La paramétrisation d'une surface consiste à modéliser chacune des coordonnées (x , y et z) comme un polynôme dépendant de paramètres u et v . Ces polynômes sont de degrés m , n (m est le degré de u et n est le degré de v). Ces fonctions polynomiales sont alors exprimés sous la forme suivante :

$$x = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n a_{ij} u^i v^j$$

$$y = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n b_{ij} u^i v^j$$

$$z = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n c_{ij} u^i v^j$$

Les coefficients a_{ij} , b_{ij} et c_{ij} définissent la forme de la surface. Les paramètres u et v sont normalisés de telle sorte que leurs valeurs varient entre 0 et 1.0. En élevant les degrés m et n de ces polynômes, il est possible de modéliser des surfaces plus complexes, mais ceci requiert l'estimation d'un plus grand nombre de coefficients a_{ij} , b_{ij} et c_{ij} . L'expérience a montré que des polynômes de degré 3 en u et en v étaient suffisants.

La distance d'un point à une surface paramétrique ne peut être calculée de manière directe et doit être évaluée par un de paramètres non-linéaires. Il s'agit d'estimer les paramètres u et v donnant la distance minimale entre le point numérisé et la surface correspondante, ces paramètres estimés seront désignés comme étant u_{\min} , v_{\min} .

Pour calculer ces paramètres u_{\min} , v_{\min} , il s'agit de minimiser la fonction suivante, qui est en fait le carré de la distance euclidienne ($D(u_i, v_j)$) entre un point de mesure (p_x , p_y , p_z) et un point sur la surface (x , y , z):

$$D(u_i, v_j) = (x - p_x)^2 + (y - p_y)^2 + (z - p_z)^2$$

$$\text{où } x = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n a_{ij} u^i v^j, \quad y = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n b_{ij} u^i v^j, \quad z = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n c_{ij} u^i v^j$$

Cette minimisation est réalisée en résolvant le système d'équations non-linéaires suivant:

$$\frac{\delta D}{\delta u_i}(u_i, v_j) = 2 * (x - p_x) \frac{\delta x}{\delta u_i} + 2 * (y - p_y) \frac{\delta y}{\delta u_i} + 2 * (z - p_z) \frac{\delta z}{\delta u_i} = 0$$

$$\frac{\delta D}{\delta v_j}(u_i, v_j) = 2 * (x - p_x) \frac{\delta x}{\delta v_j} + 2 * (y - p_y) \frac{\delta y}{\delta v_j} + 2 * (z - p_z) \frac{\delta z}{\delta v_j} = 0$$

$$\text{où } \frac{\delta x}{\delta u_i} = \sum_{k=1}^m \sum_{l=0}^n a_{kl} k u^{k-1} v^l, \quad \frac{\delta x}{\delta v_i} = \sum_{k=0}^m \sum_{l=1}^n a_{kl} l u^k v^{l-1}, \dots$$

Une fois les valeurs u_{\min} , v_{\min} estimées, il est possible de calculer la fonction objective $D(u_{\min}, v_{\min})$ entre le point numérisé et la surface lui correspondant.

2.6.3 Calcul de la matrice de transformation rigide entre deux nuages de n points, ou recalage points-points

Plusieurs méthodes existantes permettent de calculer la matrice de transformation rigide entre 2 nuages de points correspondants. Ces méthodes peuvent être directes (Faugeras et Hebert, 1987 ; Umeyama, 1991 ; Sati, 1996) ou itératives (Huang et coll., 1986), elles peuvent estimer les rotations et les translations séparément (Huang et coll., 1986 ; (Faugeras et Hebert, 1987 ; Umeyama, 1991) ou estimer l'ensemble des paramètres en même temps (Lavallée et coll., 1995 ; Sati, 1996). Dans tous les cas elles doivent estimer trois rotations (ϕ, θ, Ψ) et trois translations (T_x, T_y, T_z) qui satisfont l'équation suivante:

$$Q_i = P_i \cdot \text{MatTrans} = P_i \cdot \begin{bmatrix} & & & 0 \\ & \mathbf{R} & & 0 \\ & & & 0 \\ T_x & T_y & T_z & 1 \end{bmatrix}$$

- où :
- P_i et Q_i : ièmes des n_p points communs exprimés dans des référentiels différents que la transformation rigide (MatTrans) relie;
 - $\mathbf{R}(\phi, \theta, \Psi)$: matrice de rotation 3x3, fonction de 3 angles (ϕ, θ, Ψ);
 - $\mathbf{T} = (T_x, T_y, T_z)$, vecteur des translations.

2.6.3.1 Estimation des rotations et des translations séparément

Soient P (P_x, P_y, P_z) et Q (Q_x, Q_y, Q_z) les points exprimés dans deux référentiels différents qu'une transformation rigide MatTrans relie et qui ont des erreurs e_{-P_i} et e_{-Q_i} , alors pour chaque point i:

$$Q_i + e_{-Q_i} = P_i \cdot \mathbf{R} + T + e_{-P_i}$$

Les points sont sommés et le résultat est divisé par le nombre de points (np):

$$\frac{\sum_{i=1}^{np} Q_i}{np} + \frac{\sum_{i=1}^{np} e_{-Q_i}}{np} = \frac{\sum_{i=1}^{np} P_i \cdot \mathbf{R}}{np} + \frac{\sum_{i=1}^{np} T}{np} + \frac{\sum_{i=1}^{np} e_{-P_i}}{np}$$

Les premiers termes de chaque côté de l'équation sont respectivement les centres de gravité des points des points Q_i et P_i . (CG_P et CG_Q). \mathbf{R} et T ne dépendent pas de i , ils sont donc retirés des sommations:

$$CG_Q + \frac{\sum_{i=1}^{np} e_{-Q_i}}{np} = CG_P \cdot \mathbf{R} + T + \frac{\sum_{i=1}^{np} e_{-P_i}}{np}$$

Le vecteur de translation est maintenant isolé:

$$T = CG_Q - CG_P \cdot \mathbf{R} + \frac{1}{np} \left(\sum_{i=1}^{np} e_{-Q_i} - \sum_{i=1}^{np} e_{-P_i} \right)$$

Si e_{-P_i} et e_{-Q_i} ont des distributions gaussiennes et que np est grand, alors:

$$\sum_{i=1}^{np} e_{-Q_i} \text{ et } \sum_{i=1}^{np} e_{-P_i} \rightarrow 0$$

$$\text{et } T = CG_Q - CG_P \cdot \mathbf{R}$$

Cette relation peut donc être utilisée pour calculer les termes de translation lorsque le nombre de points numérisés est grand.

2.6.3.2 Méthode directe d'estimation des paramètres de translation et de rotation

Sati (1996) a développé une méthode d'estimation des paramètres de translation et de rotation très simple, basée sur les règles des produits scalaires et vectoriels. Cette méthode calcule la matrice MatTrans entre 2 groupes de 3 points. Puisque plus de 3 points sont numérisés, il est alors possible de calculer MatTrans pour quelques combinaisons (choisies aléatoirement) de 2 groupes de 3 points et de conserver la matrice de transformation qui minimise les résidus. La méthode de Sati est simple et rapide, mais est très sensible aux erreurs sur les coordonnées. Elle n'est donc utilisée que pour obtenir le modèle initial nécessaire à la méthode itérative présentée ci-dessous.

2.6.3.3 Méthode itérative d'estimation des paramètres de translation et de rotation

Il s'agit d'estimer les paramètres ϕ , θ , Ψ , T_x , T_y et T_z qui minimiseront les distances dans le sens des moindres carrés entre les points P et les points Q. Plusieurs définitions de rotation existent, les rotations successives autour des axes x, y et z ont été choisies. La matrice de rotation devient alors:

$$R_{xyz} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\phi & \sin\phi \\ 0 & -\sin\phi & \cos\phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\theta & 0 & -\sin\theta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin\theta & 0 & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\Psi & \sin\Psi & 0 \\ -\sin\Psi & \cos\Psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Le recalage points-points est réalisé à l'aide de l'algorithme d'optimisation de Marquardt (1948) (algorithme de minimisation par moindres carrés pour la résolution de problèmes non-linéaires). Cette optimisation consiste à minimiser une fonction dite objective, dont voici quelques représentations :

$$f_o = \sum | \text{distance} |$$

$$f_o = \sum \text{distance}^2$$

$$f_o = \sum | dx | + | dy | + | dz |$$

Ces fonctions donnent le même résultat lorsqu'il n'y a pas d'erreur de mesures. Dans le contexte de recalage points-points, la fonction objective majoritairement retenue est la somme des carrés des distances entre les points P_i d'abord définis dans un référentiel A puis exprimés dans un référentiel B et les points Q_i définis dans un référentiel B :

$$f_o = \sum \text{distance}^2(Q_i, P_i \cdot R_{xyz} + (T_x, T_y, T_z))$$

L'algorithme de Marquardt nécessite un modèle initial calculé par l'algorithme de Sati (1996), une fonction objective et le jacobien de cette fonction objective (matrice des dérivées partielles de la fonction objective par rapport aux paramètres à estimer).

3. METHODOLOGIE

Ce chapitre présentera d'abord la méthodologie du système permettant d'évaluer et d'analyser les déplacements vertébraux per-opératoires. En un second temps, les méthodes de validations du système de suivi des déplacements vertébraux per-opératoires seront présentées. Finalement, les méthodes d'analyse des résultats cliniques seront expliquées.

3.1 Approche générale du système de suivi

Le système d'évaluation des déplacements vertébraux comporte une première étape d'acquisition et de traitement pré-opératoires, une seconde étape d'acquisition per-opératoire, et finalement une étape de traitement post-opératoire durant laquelle le recalage des mesures pré et post-opératoires permet finalement de calculer ces déplacements à un moment donné de la chirurgie. Ces différentes étapes sont schématisées à la figure 3-1.

La première étape sert à construire le modèle 3D de chaque vertèbre. Ces modèles sont réalisés à l'aide de logiciels interactifs disponibles au LIS3D. Ces logiciels sont basés sur la numérisation de repères anatomiques correspondants apparaissant sur deux ou trois radiographies prises selon des points de vue différents.

Durant la seconde étape, des points sur chaque vertèbre exposée sont numérisés. Ces mesures per-opératoires sont prises à l'aide d'un numériseur 3D à champs magnétiques (*The Flocks of BIRD, Ascention Technology Corporation*) relié à un ordinateur. Ce numériseur comprend un émetteur et un récepteur fixé sur un pointeur stérile. Le numériseur mesure les coordonnées x, y et z de l'extrémité du pointeur ainsi que l'orientation de l'axe longitudinal du pointeur. Ces mesures sont définies par rapport

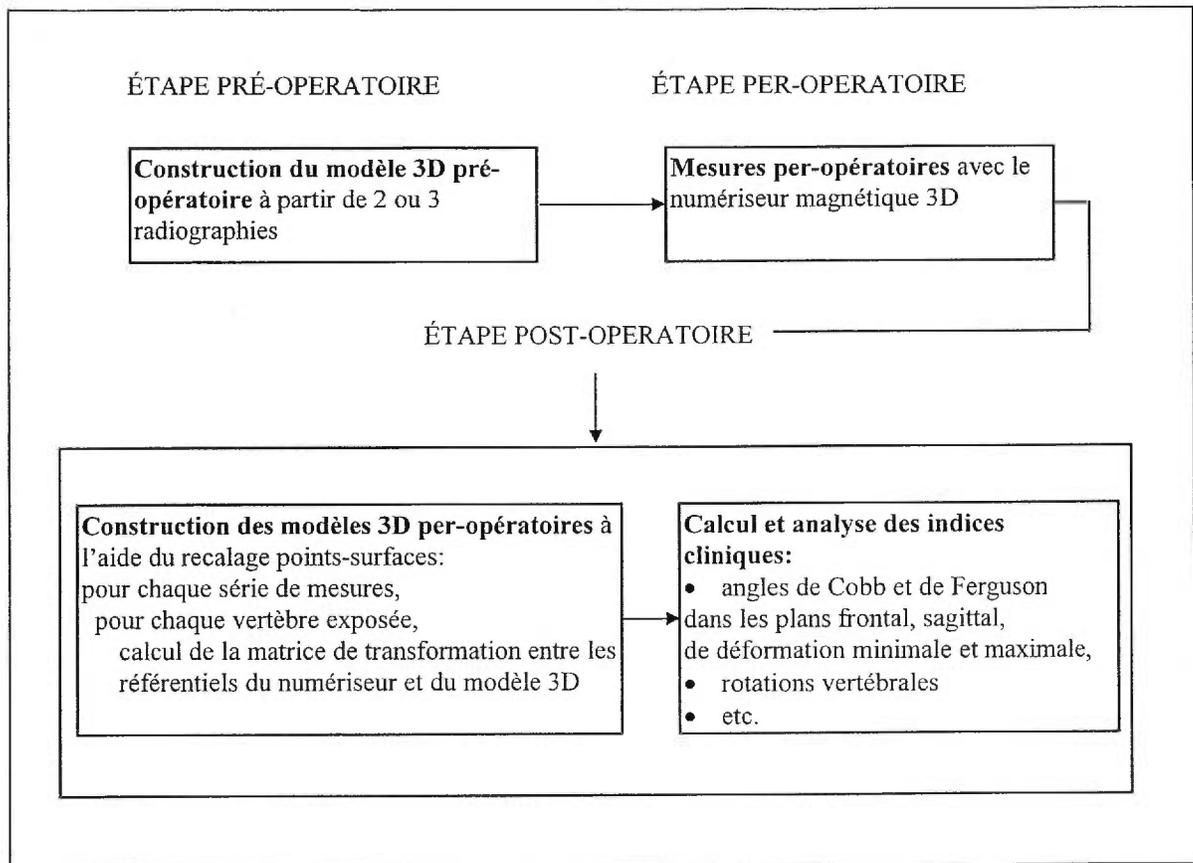
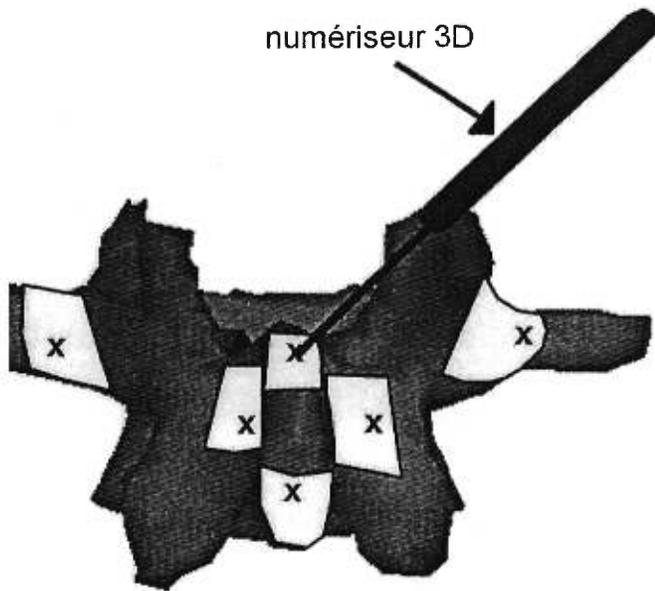


Figure 3-1: Organigramme du système de mesures des déplacements vertébraux per-opératoires.

au centre de l'émetteur et sont donc associées au référentiel du numériseur. La résolution de lecture du récepteur en translation est de 0.7 mm RMS et la résolution angulaire est de 0.1° RMS à 300 mm de l'émetteur (valeurs rapportées par le manufacturier). Sa précision est de 2.5 mm RMS, mais de nouvelles versions offrent une précision de 1.0 mm. Lors de la première série d'acquisitions, le chirurgien grave des petites marques sur les surfaces pré-définies de chaque vertèbre exposée (figure 3-2), soit cinq marques par vertèbre thoracique (apophyses transverses gauche et droite, lames gauche et droite, apophyse épineuse) et six par vertèbre lombaire (apophyses articulaires inférieures gauche et droite, lames gauche et droite, parties supérieure et



numérisés

faces définies sur une vertèbre lombaire. À chaque fois, un point par surface est numérisé.

(sur l'épineuse). À chaque fois qu'il désire mesurer les déplacements vertébraux, on renumérise ces marques.

En deuxième étape, le recalage points-surfaces est réalisé en localisant, sur la vertèbre, les points numérisés durant la chirurgie sur le modèle 3D pré-opératoire. À cette étape, la matrice de transformation qui relie les référentiels du référentiel du modèle 3D est estimée. Cette matrice de transformation permet de passer du modèle 3D pré-opératoire de la vertèbre afin d'obtenir un modèle 3D per-opératoire de la colonne. On parle alors de modèle 3D per-opératoire de la colonne vertébrale. Ensuite, un ensemble d'indices cliniques sont calculés sur ce modèle per-opératoire. Les différences des indices calculés à deux moments de la chirurgie (avant et après l'instrumentation) qui quantifieront les déplacements vertébraux en translation C-D. À chaque fois que les déplacements vertébraux devront

être estimés, une nouvelle série d'acquisitions per-opératoires devra être réalisée et recalée aux mesures pré-opératoires.

3.2 Étape pré-opératoire: construction du modèle 3D pré-opératoire

Après la prise de radiographies et la numérisation des repères anatomiques sur celles-ci, le modèle 3D pré-opératoire est construit (section 2.5.1). Ainsi, la méthode standard utilise 6 repères anatomiques (les centres des plateaux inférieurs et supérieurs des corps vertébraux, les sommets inférieurs et supérieurs des pédicules gauches et droits). Lors de la validation, ce modèle a été comparé à un modèle à huit repères (les six repères standards plus un repère sur l'apophyse épineuse), ainsi qu'à un modèle à neuf repères (les huit repères précédents plus un repère sur chaque apophyse transverse). De plus, deux dictionnaires des primitives peuvent être utilisés pour les vertèbres T11 à L5 (section 2.5.1). Ces deux dictionnaires ont été comparés lors de l'étude de validation. Le modèle pré-opératoire a ensuite été adapté aux mesures per-opératoires afin d'obtenir un modèle 3D per-opératoire.

3.3 Étape per-opératoire : installation en salle d'opération et protocole clinique

Les mesures per-opératoires sont réalisées à l'aide d'un numériseur magnétique 3D *The Flock of BIRD (Ascention Technology Corporation)* (figure 3-3), qui a été choisi pour la présente étude à cause de son bas prix et sa facilité d'utilisation. Sa précision est de 2.5 mm RMS, mais de nouvelles versions offrent une précision de 1.0 mm. Le premier numériseur ($\pm 2,5\text{mm}$) a servi durant l'étude clinique, mais les deux ont servi lors de l'étude de validation. Ce type de numériseur est sensible à la présence de métal, mais l'instrumentation C-D est composée d'acier inoxydable peu ferromagnétique. De plus le

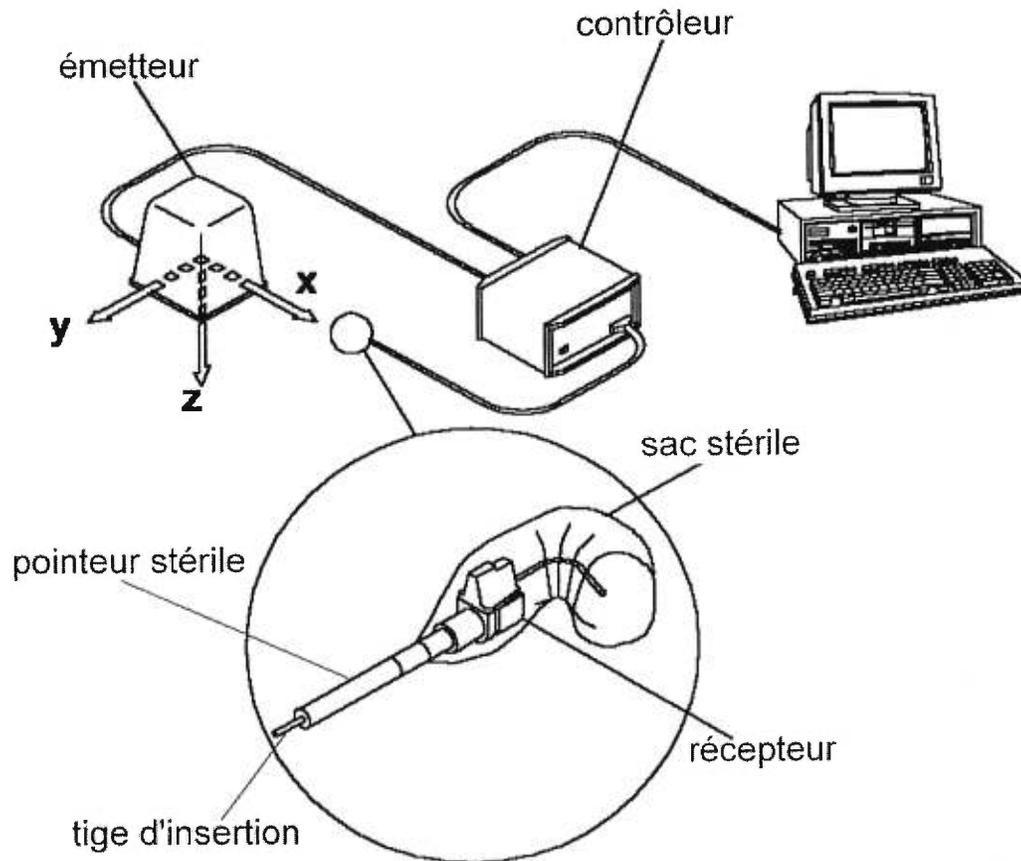


Figure 3-3: Système per-opérateur de mesures 3D (Bellefleur et coll., 1994).

récepteur a été fixé à une extrémité du pointeur et la longueur du pointeur a été calculée de façon à éloigner la zone d'influence de l'instrumentation.

La technique chirurgicale standard par approche postérieure ainsi que les principes reconnus de l'instrumentation C-D sont utilisés. Pour ce type d'approche, le patient est couché à plat ventre. L'émetteur est placé sous le patient, légèrement à sa gauche et le récepteur fixé sur le pointeur recouvert d'un sac stérile (figure 3-4). L'axe X de l'émetteur est dirigé vers la droite du patient, l'axe Y vers les pieds et l'axe Z selon l'orientation postéro-antérieure du patient. Une procédure de calibrage est réalisée afin que toutes les données acquises en chirurgie, qui sont par défaut exprimées par rapport au centre du récepteur, soient transformées pour être exprimées par rapport à l'extrémité de la tige

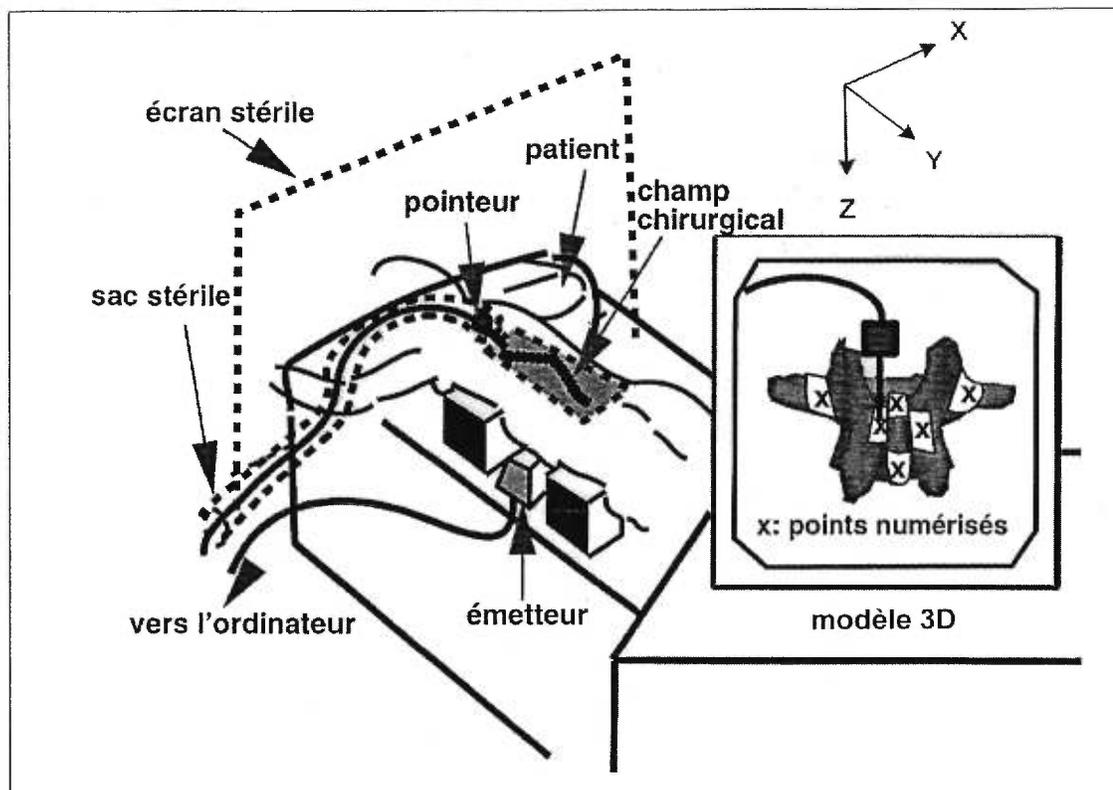


Figure 3-4: Système de suivi per-opératoire.

d'insertion du pointeur (Bellefleur et coll., 1994). Le numériseur mesure alors les coordonnées x,y,z de l'extrémité du pointeur ainsi que l'orientation de son axe longitudinal.

Une première série de mesures est prise juste après l'insertion de la tige C-D du côté de la concavité de la déformation, mais avant la manœuvre de dérotation et une seconde après l'insertion de la seconde tige C-D et des dispositifs de traction transverse. Ces deux séries de mesures permettront de calculer des modèles per-opératoires pré et post-instrumentation.

3.4 Étape post-opératoire

L'étape post-opératoire se compose de deux parties. La première consiste à construire les modèles 3D per-opératoires qui correspondent à la colonne du patient au moment des deux séries de prise de mesures (avant et après l'instrumentation). Cette partie de l'étape post-opératoire est en fait un post-traitement qui pourrait facilement être réalisée durant la chirurgie. La deuxième partie consiste à calculer et à analyser les indices cliniques.

3.4.1 Reconstruction des modèles 3D per-opératoires

Pour chaque série de mesures, un modèle 3D per-opératoire de la colonne du patient doit être réalisé. Pour ce faire, un recalage est réalisé pour chaque vertèbre, afin de relier mathématiquement le modèle pré-opératoire aux mesures per-opératoires. Le recalage, dans notre cas un recalage points-surfaces, nécessite d'abord d'extraire des surfaces pré-définies du modèle 3D pré-opératoire. Cette étape sera explicitée ci-dessous. Les deux principaux algorithmes de recalage points-surfaces seront ensuite présentés.

Les surfaces pré-définies peuvent être représentées par des grilles de points ou modélisées à l'aide de fonctions paramétriques. La paramétrisation de ces surfaces sera donc expliquée.

3.4.1.1 Extraction des surfaces d'intérêt sur les modèles pré-opératoires des vertèbres

Afin de simplifier mathématiquement le problème de recalage, la numérisation per-opératoire se fait sur des surfaces pré-définies, limitant ainsi la recherche de la localisation des points numérisés sur les modèles 3D pré-opératoires. Ces surfaces sont représentées soit par des grilles de points, soit par des fonctions paramétriques. Dans les

deux cas, il est nécessaire d'extraire les grilles des modèles 3D de chaque vertèbre pour laquelle on désire réaliser un recalage points-surfaces, ce qui est effectué par des outils informatiques interactifs développés au LIS3D. Ce travail est fastidieux s'il doit être réalisé pour chaque patient, mais peut être considérablement simplifié en étant effectué une seule fois. En effet, des grilles correspondant aux surfaces pré-définies ont d'abord été extraites du modèle 3D du spécimen cadavérique. Les transformations calculées par *geom* pour le modèle 3D personnalisé du patient peuvent ensuite être appliquées à chaque noeud de grille, afin d'obtenir des grilles équivalentes à celles qui auraient été directement extraites du modèle 3D personnalisé.

Dans le protocole de mesures per-opératoires, cinq surfaces par vertèbre thoracique et six surfaces par vertèbre lombaire sont ainsi extraites. Ces surfaces d'approximativement un cm^2 contiennent une centaine de points chacune. La localisation de ces grilles a été décidée de manière qualitative avec un chirurgien (Dr. Hubert Labelle de l'hôpital Ste-Justine), selon des critères de facilité d'accès et de qualité de l'information. En effet, pour que l'information extraite des points numérisés en chirurgie soit optimale, ils doivent être le plus éloignés possible les uns des autres et ne pas se trouver sur le même plan. La figure 3-5 montre la localisation de ces surfaces. Chacune des surfaces ainsi pré-définie peut ensuite être paramétrisée.

3.4.1.2 Algorithmes de recalage points-surfaces

L'intégration des mesures per-opératoires au modèle pré-opératoire requiert le calcul de la relation géométrique entre les référentiels associés à la modalité d'imagerie pré-opératoire et au numériseur 3D per-opératoire. Cette relation géométrique est en fait l'application d'une matrice de transformation rigide 4x4, constituée d'une matrice de rotation qui dépend de trois rotations, et de trois termes de translation.

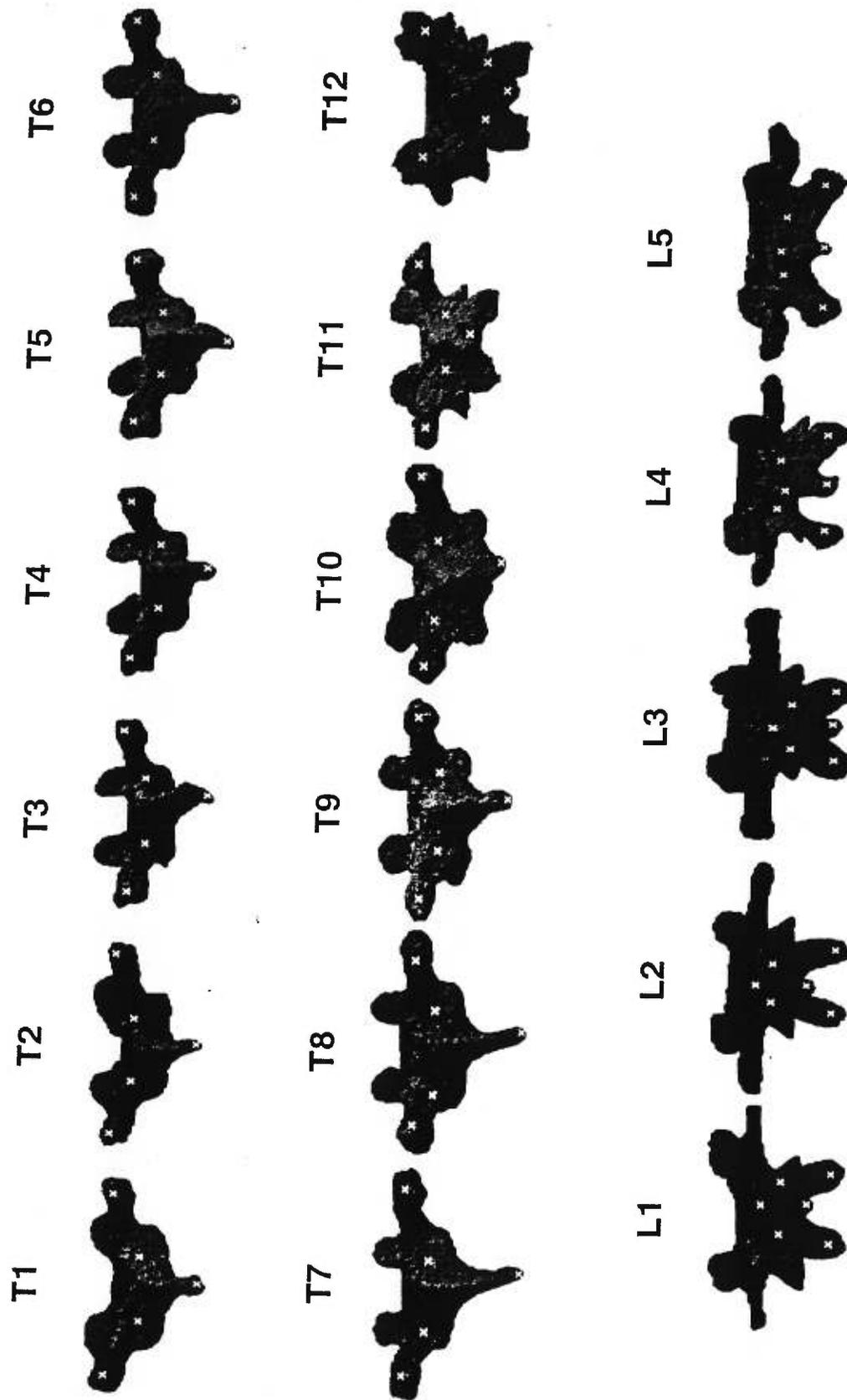


Figure 3-5: Localisation des points numérisés durant la chirurgie.

Une transformation est rigide lorsque que les distances entre les deux référentiels qu'elle relie mathématiquement sont conservées, c'est-à-dire lorsqu'une distance mesurée dans un référentiel est équivalente à celle mesurée dans le second. Les valeurs des rotations dépendent de leur ordre d'application. Dans le cadre de ce projet de doctorat, les rotations successives autour des axes fixes x , y , z du référentiel de départ ont été choisies.

La matrice de transformation peut être estimée à l'aide d'un algorithme de recalage points-surfaces. Deux algorithmes de recalage sont utilisés dans le cadre du présent projet de doctorat (ils ont été brièvement expliqués à la section 2.6, mais leur application spécifique au contexte de la présente étude est présentée ci-dessous):

1) L'algorithme ICP ("Iterative Closest Point") consiste à chercher sur les surfaces paramétriques les points les plus proches des points numérisés et à calculer la matrice de transformation entre ces points et les points numérisés. Cette étape est réalisée itérativement en utilisant à chaque itération les points numérisés transformés. L'organigramme de cet algorithme est illustré à la figure 3-6. En un premier temps (étape 1), il faut estimer un modèle initial (matrice de transformation) entre les deux référentiels. Cette matrice de transformation est calculée par le recalage (recalage points-points) entre les points numérisés et les points situés au centre des surfaces pré-définies correspondantes (voir recalage points-points à la section 2.6.3). Cette transformation est alors appliquée aux points numérisés (étape 2) afin de les rapprocher des surfaces. S'enclenche ensuite un processus itératif qui se terminera lorsqu'une des deux conditions d'arrêt est vérifiée (étape 3): les paramètres ont convergé (ils changent à moins de 0,1% d'une itération à l'autre) ou le nombre maximum d'itérations est atteint (20). Ces conditions d'arrêt ont été établies empiriquement après plusieurs essais. Le processus itératif consiste d'abord à localiser sur les surfaces, les points les plus proches (Q_i) des points numérisés et transformés (P_i^T) à l'aide de la transformation estimée à

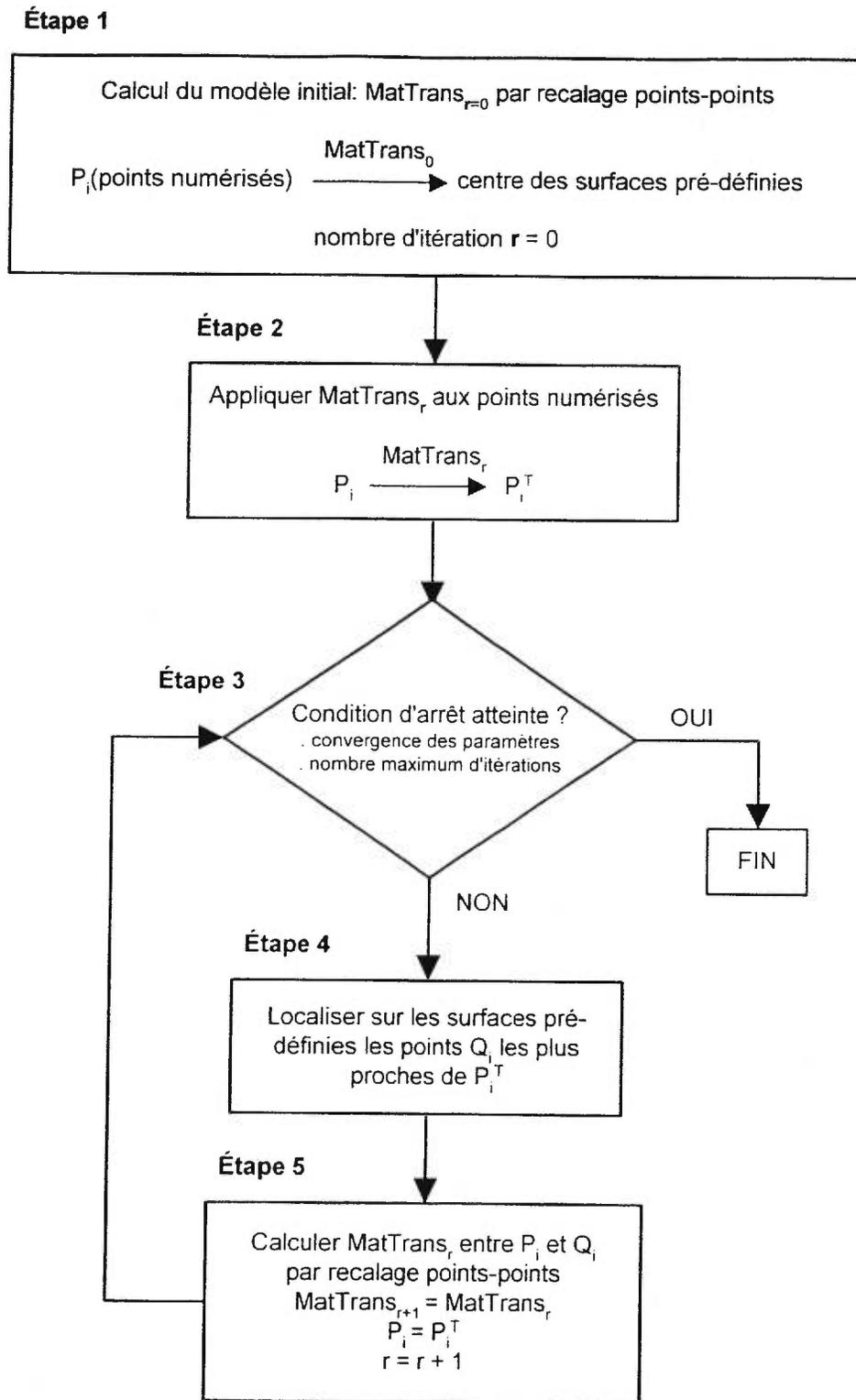


Figure 3-6: Organigramme de l'algorithme ICP.

l'itération précédente (étape 4), et ensuite à calculer la matrice de transformation entre les points Q_i et les points P_i^T (étape 5).

2) L'algorithme de minimisation, développé en partie durant mon stage à Clermont-Ferrand avec le Dr Bernard Peuchot, consiste à estimer par un processus itératif les paramètres de translation et de rotation qui minimisent la somme des carrés des distances minimales entre les points numérisés et les surfaces correspondantes. Cette technique implique la résolution par optimisation de problèmes non-linéaires, tel l'algorithme de Marquardt (algorithme de minimisation par moindres carrés pour la résolution de problèmes non-linéaires, (Marquardt, 1967)). L'algorithme de Marquardt qui combine la méthode de Gauss et la méthode du gradient maximum est un processus itératif, qui partant de paramètres initiaux, estime à chaque itération des incréments de ces paramètres permettant de s'approcher de la solution. L'organigramme de cet algorithme est illustré à la figure 3-7. En un premier temps, il faut estimer un modèle initial (paramètres de translation et de rotation) entre les deux référentiels et calculer la matrice de transformation qui correspond à ces paramètres (étape 1). Ces paramètres sont calculés par le recalage entre les points numérisés et les points au centre des surfaces pré-définies correspondantes (voir recalage points-points à la section 2.6.3). Cette transformation est alors appliquée aux points numérisés (étape 2) afin de les rapprocher des surfaces. S'enclenche ensuite un processus itératif qui se terminera lorsqu'une des deux conditions d'arrêt est vérifiée (étape 3), les paramètres ont convergé (ils changent à moins de 0,1% d'une itération à l'autre) ou le nombre maximum d'itérations est atteint (20). Le processus itératif consiste à estimer les paramètres qui minimisent au sens des moindres carrés, la distance entre les points numérisés (et transformés par le modèle initial) et les surfaces correspondantes (étape 4).

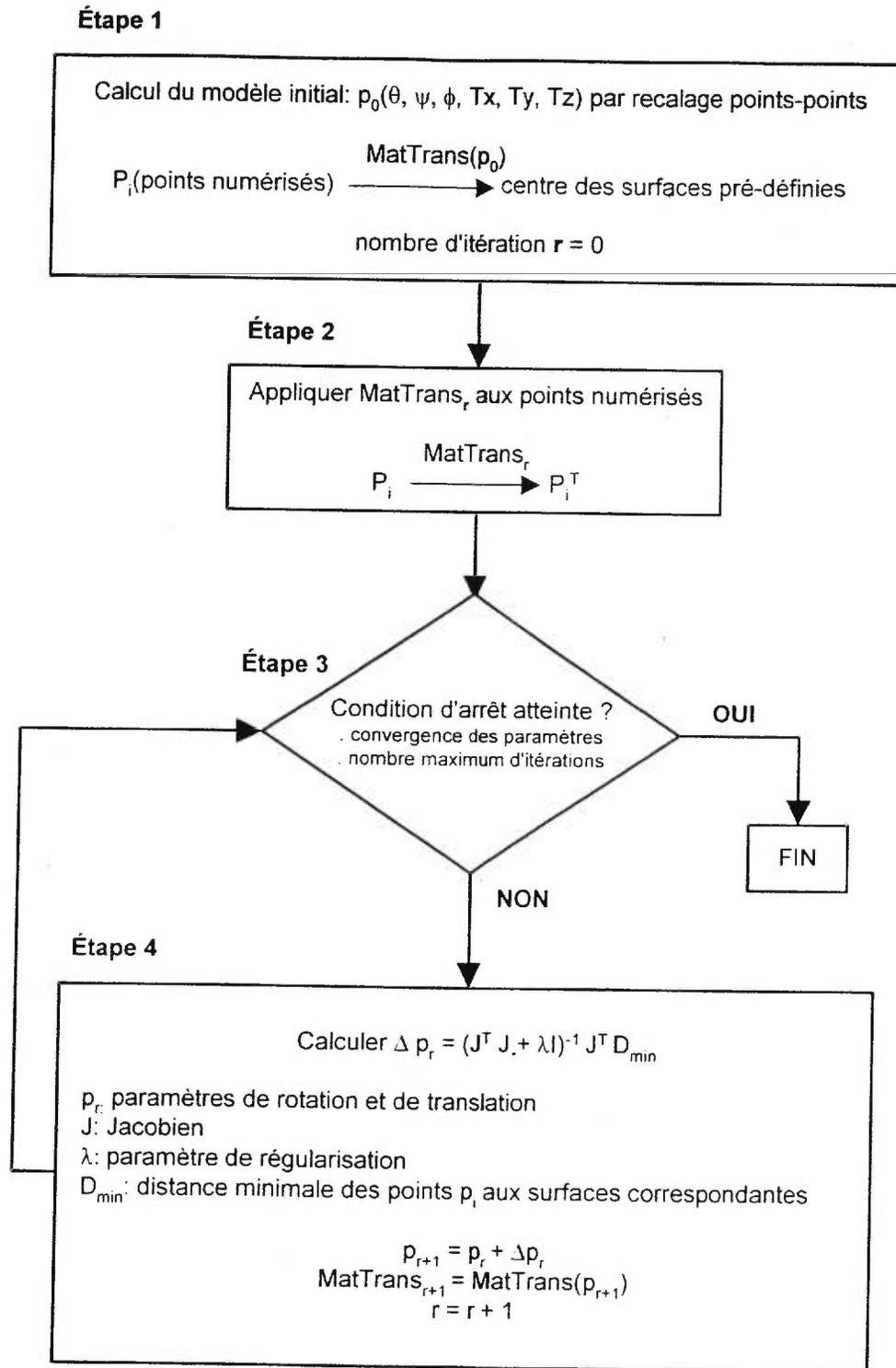


Figure 3-7: Organigramme de l'algorithme de minimisation des distances points-surfaces.

Dans les deux cas, il est nécessaire de savoir calculer, pour un point \mathbf{P} donné, la distance minimale au carré (D_{\min}) d'un point à la surface correspondante, ainsi que les dérivées partielles de ces distances par rapport aux paramètres de translation et de rotation à estimer (ces dérivées sont représentées sous forme matricielle par le jacobien \mathbf{J}). Dans ces méthodes de minimisation, Peuchot (1995) utilise un Hessien (matrice des dérivées secondes) afin d'accélérer le processus de convergence au dépens d'une complexification algorithmique certaine. Nous avons constaté lors de mon stage à Clermont-Ferrand en 1995 qu'une limitation aux dérivés partielles du premier ordre était suffisante dans le présent contexte de recalage points-surfaces. Tel que vu à la section 2.6.2, le calcul de la distance minimale d'un point à une surface correspondante dépend de la manière d'exprimer cette surface. Dans le cas de la présente étude, deux méthodes seront examinées, soient la représentation par une grille de points et la modélisation par paramétrisation de la surface (voir la section suivante à cet effet). Ces deux méthodes cherchent d'abord pour chaque point numérisé, le point $(x_{\min}, y_{\min}, z_{\min})$ contenu dans la surface, qui minimise la distance D_{\min} à ce point.

$$D_{\min} = (\mathbf{P}_x - x_{\min})^2 + (\mathbf{P}_y - y_{\min})^2 + (\mathbf{P}_z - z_{\min})^2$$

- où
- $(\mathbf{P}_x, \mathbf{P}_y, \mathbf{P}_z)$: coordonnées du point numérisé
 - $(x_{\min}, y_{\min}, z_{\min})$: coordonnées du point de la surface se trouvant le plus près du point numérisé \mathbf{P} .

Le jacobien \mathbf{J} est la représentation matricielle des dérivées partielles de la fonction à minimiser (D_{\min}) par rapport aux paramètres à estimer ($\theta, \psi, \phi, T_x, T_y, T_z$) :

$$\mathbf{J} = \begin{bmatrix} \frac{\partial D_1}{\partial \theta} & \frac{\partial D_1}{\partial \psi} & \frac{\partial D_1}{\partial \phi} & \frac{\partial D_1}{\partial T_x} & \frac{\partial D_1}{\partial T_y} & \frac{\partial D_1}{\partial T_z} \\ \frac{\partial D_2}{\partial \theta} & \frac{\partial D_2}{\partial \psi} & \frac{\partial D_2}{\partial \phi} & \frac{\partial D_2}{\partial T_x} & \frac{\partial D_2}{\partial T_y} & \frac{\partial D_2}{\partial T_z} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \frac{\partial D_i}{\partial \theta} & \frac{\partial D_i}{\partial \psi} & \frac{\partial D_i}{\partial \phi} & \frac{\partial D_i}{\partial T_x} & \frac{\partial D_i}{\partial T_y} & \frac{\partial D_i}{\partial T_z} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \frac{\partial D_{np}}{\partial \theta} & \frac{\partial D_{np}}{\partial \psi} & \frac{\partial D_{np}}{\partial \phi} & \frac{\partial D_{np}}{\partial T_x} & \frac{\partial D_{np}}{\partial T_y} & \frac{\partial D_{np}}{\partial T_z} \end{bmatrix}$$

- D_i : distance minimale d'un point P_i à la surface correspondante
- θ, ψ, ϕ : paramètres de rotation
- T_x, T_y, T_z : paramètres de translation
- np : nombre de points numérisés

Ces deux méthodes ont été comparées en fonction des temps de calcul et de l'exactitude des paramètres estimés (voir section 4.1.2).

3.4.1.3 Paramétrisation d'une surface vertébrale dans un référentiel optimal

L'algorithme de paramétrisation a été développé à Clermont-Ferrand sous la supervision du Dr Bernard Peuchot. Une surface dont on connaît les coordonnées (coordonnées des nœuds des grilles: x_g, y_g, z_g) d'un nombre np de points peut être modélisée par des polynômes décrits en fonction des paramètres u et v de degrés m et n . Tel que vu à la section 2.6.2.3, les points (x_s, y_s, z_s) se trouvent sur la surface modélisée par les polynômes suivants et doivent se rapprocher le plus possible des points (x_g, y_g, z_g) :

$$x_g \approx x_s = \sum_{k=0}^m \sum_{l=0}^n A_{kl} u^k v^l$$

$$y_g \approx y_s = \sum_{k=0}^m \sum_{l=0}^n B_{kl} u^k v^l$$

$$z_g \approx z_s = \sum_{k=0}^m \sum_{l=0}^n C_{kl} u^k v^l$$

Les coefficients A_{kl} , B_{kl} et C_{kl} définissent la forme de la surface. Les paramètres u et v sont normalisés de telle sorte que leurs valeurs varient entre 0.0 et 1.0 et les polynômes sont de degré 3 ($m=n=3$). L'estimation des paramètres u et v se fait en un premier temps. La méthode la plus simple consiste à projeter les points dans le plan XY (l'axe X est horizontal et positif vers la droite du patient, l'axe Y est vertical et positif vers le haut et l'axe Z est sagittal et positif vers l'arrière du patient), et à considérer que les coordonnées u et v sont les valeurs normalisées en x et y des points projetés. Par rapport à la vertèbre, le plan XY est à peu près parallèle à la surface à paramétrer. Cette méthode d'estimation des paramètres u et v est valable tant que la surface ne varie pas trop en x et en y (les plus grandes fluctuations sont alors en z). Cette condition est pourtant trop restrictive. Une étape supplémentaire est donc mise en œuvre afin d'exprimer les points de grille dans un référentiel optimal.

L'organigramme de l'algorithme de paramétrisation est illustré à la figure 3-8. Après avoir lu les coordonnées des grilles (étape 1), les rotations nécessaires pour passer du référentiel du modèle (dans lequel les surfaces sont exprimées) au référentiel optimal sont calculées (étape 2). Le référentiel optimal est un référentiel local (associé à la vertèbre), tel que le nouveau plan X'Y' sera le plan optimal ajusté à la surface (le nouvel axe Z' sera alors parallèle à la normale au plan optimal), et l'axe X' sera parallèle à la droite optimale ajustée à la projection des points sur le plan optimal.

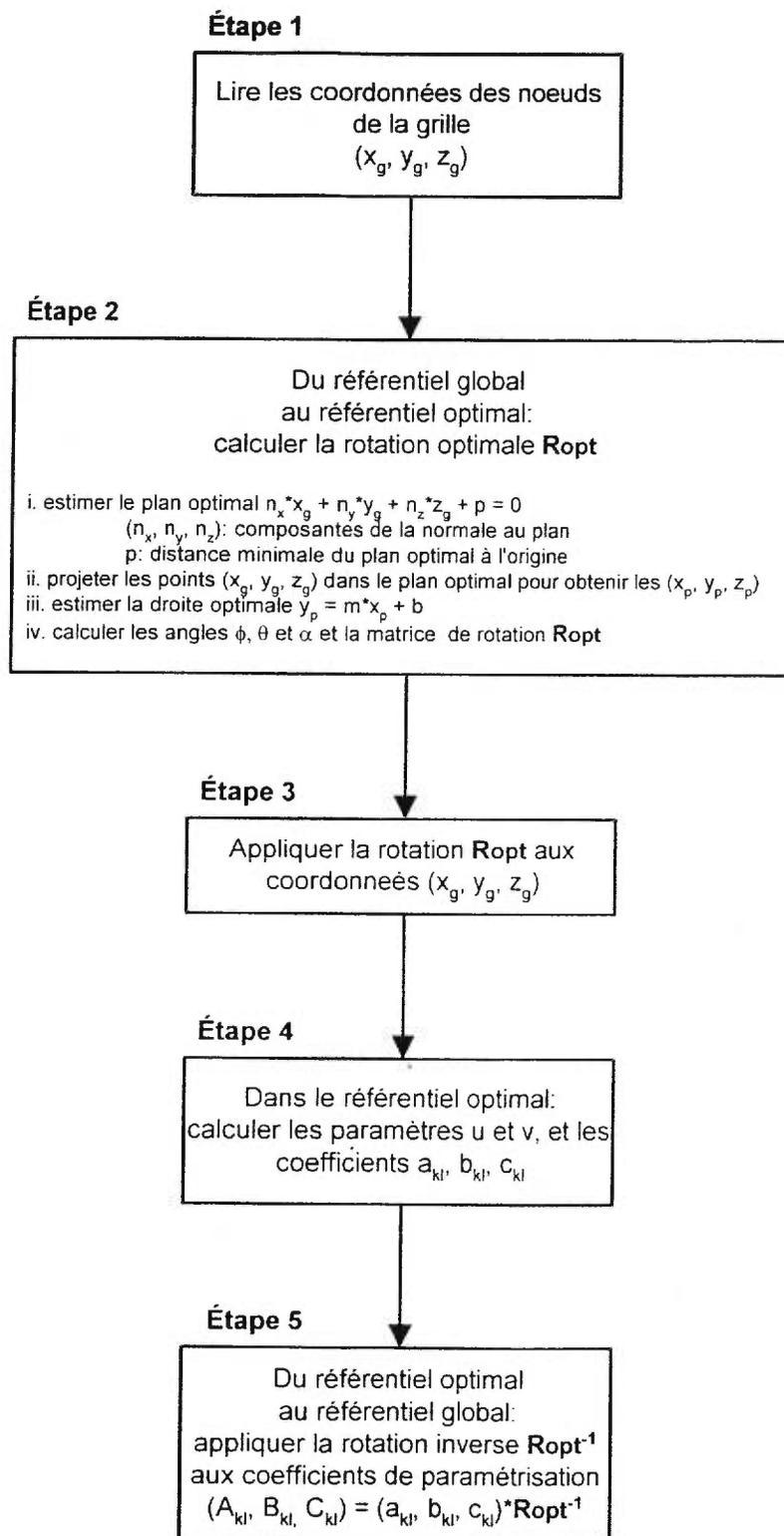


Figure 3-8: Organigramme de l'algorithme de paramétrisation et de détermination des repères vertébraux optimaux.

Cette problématique est illustrée aux figures 3-9 et 3-10 où une surface à paramétriser (lame gauche d'une vertèbre T1) est exprimée dans le référentiel original (référentiel global associé au modèle 3D) et dans le référentiel optimal (référentiel du modèle 3D ayant subi une rotation R_{opt} vers le référentiel local optimal).

Cette transformation consiste à faire d'abord subir aux points de la grille trois rotations successives (R_1 , R_2 et R_3) autour de l'axe X du référentiel original, autour de l'axe Y' (axe Y du référentiel original ayant subi une rotation R_1) et autour de l'axe Z'' (axe Z du référentiel original ayant subi les rotations R_1 et R_2) (étape 3). Les points de grille (x_g, y_g, z_g) dans ce nouveau référentiel sont représentés par les variables (x_p, y_p, z_p) et les coefficients de paramétrisation A_{kl} , B_{kl} , C_{kl} par a_{kl} , b_{kl} , c_{kl} .

Les coordonnées u et v seront simplement les nouvelles coordonnées x_p et y_p (projection dans le plan optimal) normalisées afin que les valeurs de u et de v se situent entre 0.0 et 1.0 (étape 4). Les coefficients a_{kl} et b_{kl} deviennent alors :

$$a_{00} = x_{min}, a_{10} = x_{max} - x_{min}, b_{00} = y_{min}, b_{01} = y_{max} - y_{min}, \text{ et nuls dans les autres cas.}$$

où x_{min} , x_{max} , y_{min} , y_{max} sont les valeurs minimales et maximales des coordonnées x_p et y_p .

$$(x_p, y_p, z_p) = (x_g, y_g, z_g) * R_1 * R_2 * R_3 = (x_g, y_g, z_g) * R_{opt}$$

$$(x_p, y_p, z_p) = (x_g, y_g, z_g) * \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\phi) & \sin(\phi) \\ 0 & -\sin(\phi) & \cos(\phi) \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} \cos(\theta) & 0 & \sin(\theta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta) & 0 & \cos(\theta) \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} \cos(\alpha) & \sin(\alpha) & 0 \\ -\sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$\phi = \arctan(n_y/n_z)$, où n_y et n_z sont les composantes y et z de la normale au plan optimal

$\theta = \arctan(n'_x/n'_z)$, où n'_x et n'_z sont les composantes x et z de la normale au plan optimal exprimés dans le référentiel X'Y'Z' (référentiel original ayant subi une rotation ϕ autour de l'axe X)

$$(n'_x, n'_y, n'_z) = (n_x, n_y, n_z) * R_1$$

$\alpha = \arctan(m)$, où m est la pente de la droite optimale ajustée aux points (x_g, y_g, z_g) projetés dans le plan optimal.

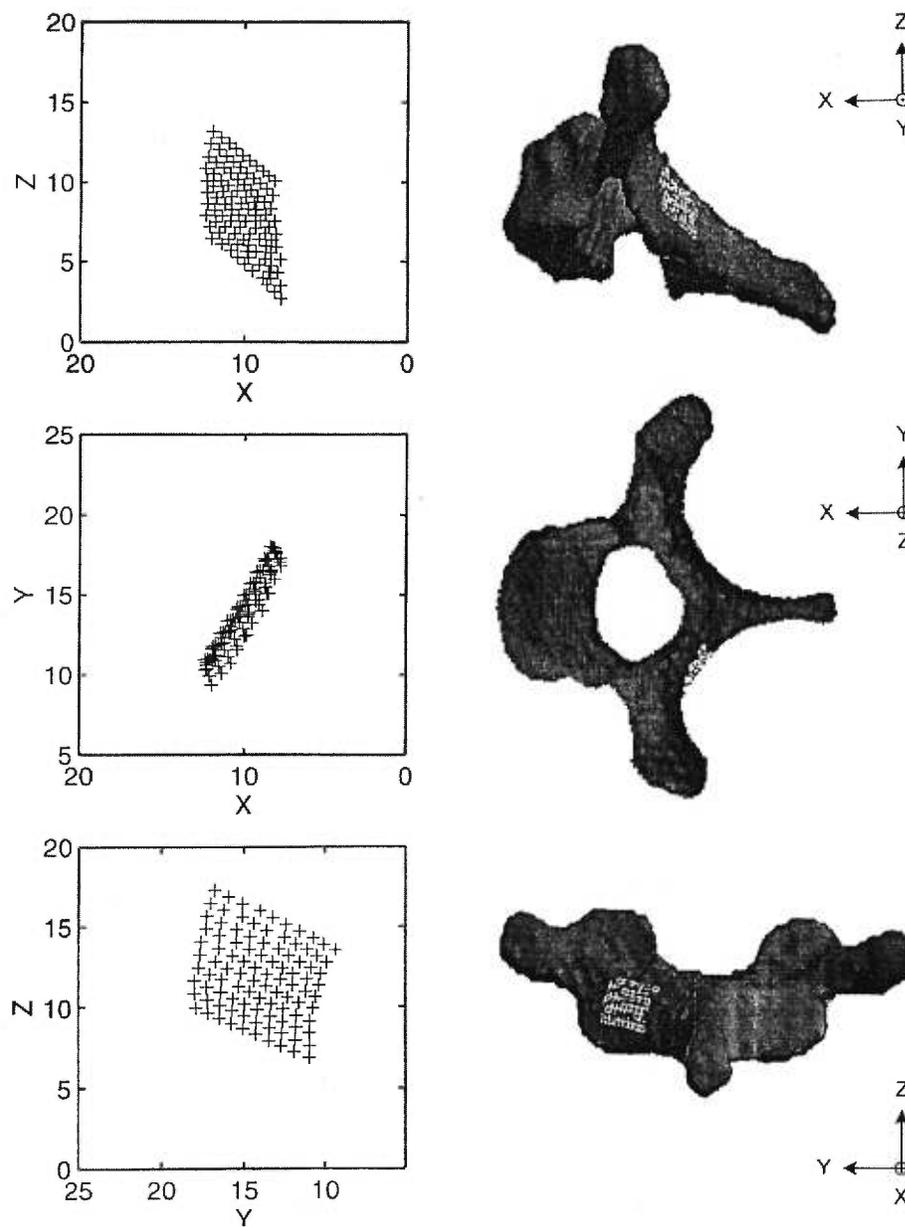


Figure 3-9 :Projections dans les plans XY, XZ et YZ d'une grille extraite du modèle 3D d'une vertèbre T1, situé sur la lame gauche. Cette grille est exprimée dans le référentiel du modèle 3D.

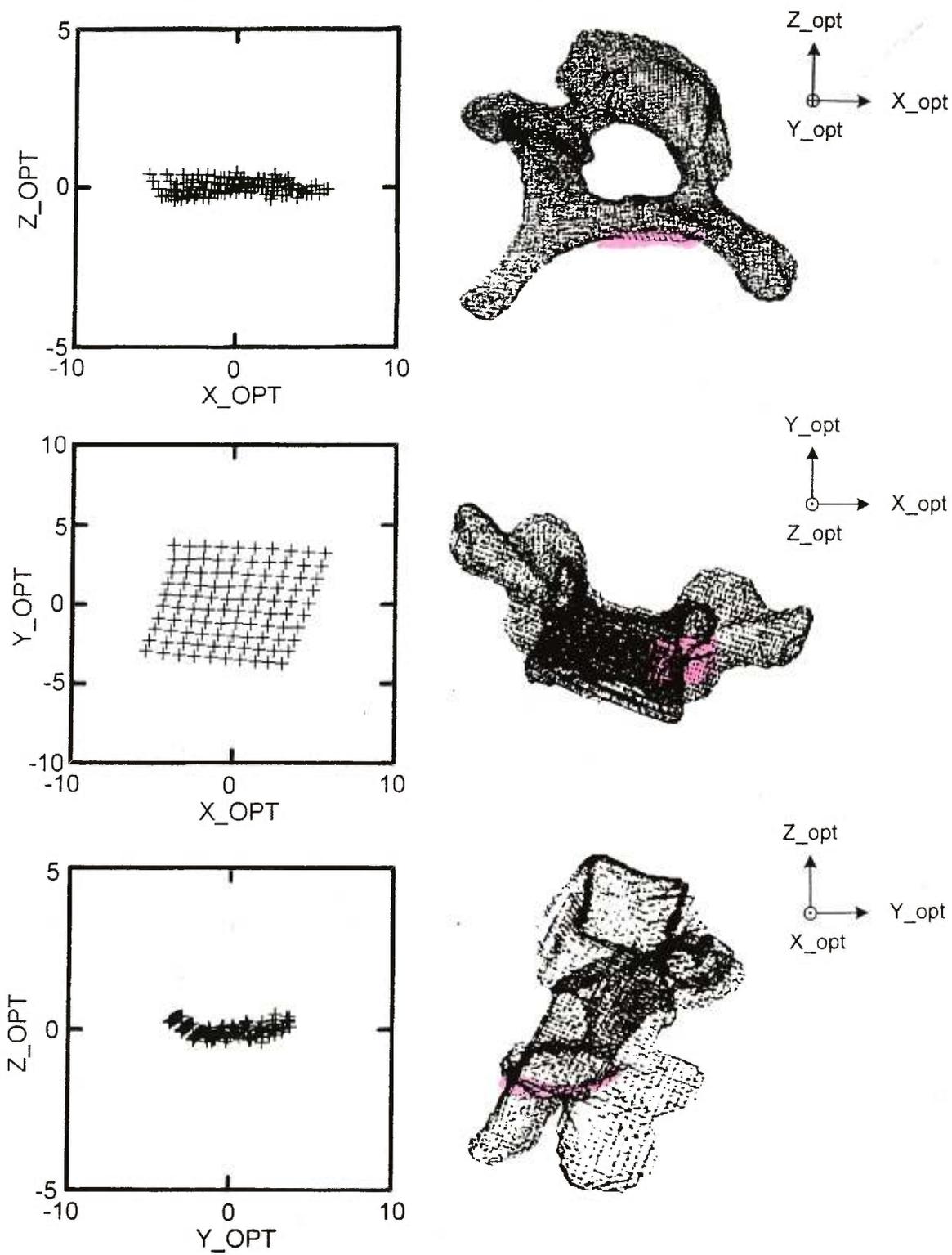


Figure 3-10: Projections dans les plans $XY_{optimal}$, $XZ_{optimal}$ et $YZ_{optimal}$ de la grille de la figure 3-9 ayant subi la rotation optimale R_{opt} . Cette grille est exprimée dans le référentiel optimal.

Les coordonnées u et v s'expriment alors comme suit :

$$u = \frac{(x_p - a_{00})}{a_{10}} \quad v = \frac{(y_p - b_{00})}{b_{01}}$$

Les points x_p , y_p et z_p (projection dans le plan optimal) appartenant à la surface à modéliser s'expriment deviennent alors :

$$x_p = a_{00} + a_{10}u \quad y_p = b_{00} + b_{01}v \quad z_p = \sum_{i=0}^{m=3} \sum_{j=0}^{n=3} c_{ij} u^i v^j$$

Ce groupe d'équations peut être formulé de manière matricielle:

$$(x_p, y_p, z_p) = \begin{pmatrix} u^0 v^0 & u^0 v^1 & u^0 v^2 & \dots & u^3 v^3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_{00} & b_{00} & c_{00} \\ 0 & b_{01} & c_{01} \\ 0 & 0 & c_{03} \\ 0 & M & c_{03} \\ a_{10} & M & c_{10} \\ 0 & M & M \\ M & M & c_{13} \\ M & M & M \\ 0 & 0 & c_{33} \end{pmatrix} = (\mathbf{uv})[\mathbf{abc}]$$

Il s'agira finalement d'estimer les coefficients c_{kl} par une méthode d'optimisation (la fonction directe est z_p en fonction de u et v).

Pour revenir dans le référentiel initial des grilles, il faut appliquer la rotation inverse R_{opt}^{-1} aux coefficients a_{kl} , b_{kl} et c_{kl} (étape 5).

$$\begin{aligned} (x_s, y_s, z_s) &= (x_p, y_p, z_p) \cdot R_{opt}^{-1} \\ &= (x_p, y_p, z_p) \cdot R_{opt}^T \\ &= (\mathbf{uv})[\mathbf{abc}] \cdot R_{opt}^T \\ &= (\mathbf{uv})[\mathbf{ABC}] \\ \Rightarrow \mathbf{[ABC]} &= [\mathbf{abc}] \cdot R_{opt}^T \end{aligned}$$

3.4.2 Calcul des indices cliniques et analyse statistique

La figure 3-11 schématise les étapes nécessaires au calcul des indices cliniques per-opératoires à partir de la prise de radiographies numériques et des mesures per-opératoires. Il s'agit en un premier temps de reconstruire le modèle 3D per-opératoire (étape 1). À l'étape suivante (étape 2), les mesures per-opératoires sont réalisées.

L'étape 3 consiste à construire le modèle 3D per-opératoire. Pour ce faire, les grilles extraites des surfaces pré-définies du modèle 3D du spécimen cadavérique doivent d'abord être personnalisées en appliquant à leurs nœuds les transformations calculées lors de la reconstruction 3D du modèle pré-opératoire. Dans le cas où les surfaces sont modélisées (et non pas seulement représentées par des grilles), les surfaces sont ensuite paramétrisées. Finalement, le programme de recalage points-surfaces est appliqué à chaque vertèbre. Ce programme utilise les points numérisés durant la chirurgie et les surfaces pré-définies (exprimées en grilles ou en surfaces paramétriques). Cette dernière partie de l'étape 3 doit être réalisée pour chaque série de mesures.

La dernière étape consiste à utiliser le modèle 3D per-opératoire simplifié, contenu dans un fichier de type *.o3 afin de calculer les indices cliniques. Deux programmes ainsi développés au LIS3D servent à calculer les indices cliniques. Le programme **angle** calcule les angles de Cobb et de Ferguson dans différents plans: frontal, sagittal, plans de déformation maximale et minimale et l'orientation du plan de déformation maximale. Le programme **colonne** calcule le déjettement dans les plans frontal et sagittal, la hauteur et la longueur 3D de la colonne, la longueur des projections frontale et sagittale de la colonne et les translations et rotations vertébrales exprimées dans le référentiel rachidien (Figure 2-5). Ces programmes calculent ces indices à partir des coordonnées des six repères anatomiques par vertèbre.

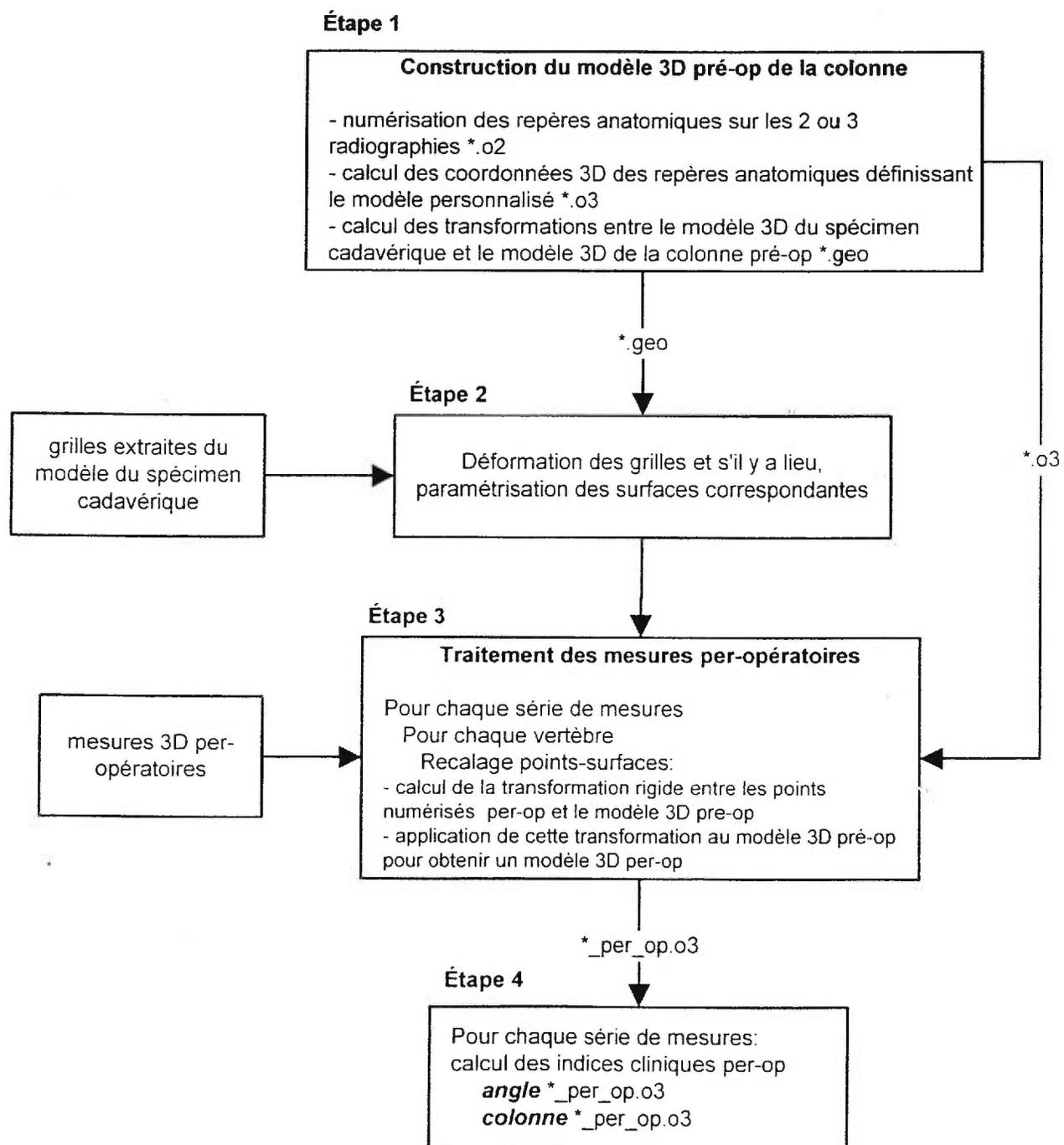


Figure 3-11: Organigramme du calcul des indices cliniques per-opératoires à partir de radiographies numériques et de mesures 3D per-opératoires.

Pour évaluer les déplacements vertébraux et la dérotation vertébrale induits par l'instrumentation C-D, les indices suivants seront d'abord calculés:

- translations et rotations vertébrales;
- rotations intervertébrales;
- angles de Cobb dans les plans frontal, sagittal et de déformation minimale;
- orientation des plans de déformation maximale.

À l'aide des mesures per-opératoire pré et post instrumentation, les indices pré et post instrumentation seront connus et comparés. La différence estimée des indices choisis quantifiera les déplacements vertébraux et permettra de vérifier si l'instrumentation C-D, et plus particulièrement la manœuvre de dérotation, induisent une dérotation de certaines vertèbres ou plutôt une translation et ou dérotation en bloc de segments de la colonne vertébrale. Ceci permettra donc de vérifier l'hypothèse clinique voulant que la manœuvre de dérotation induise un mouvement en bloc de segments de la colonne.

L'analyse statistique de la différence des indices pré et post-instrumentation sera effectuée à l'aide de tests de Student pairés. Certains de ces indices seront regroupés par type de vertèbre (thoracique, lombaire), par type de courbe (simple, double ; thoracique droite, thoraco-lombaire droite, etc.).

3.5 Principales sources d'erreur

3.5.1 Étape pré-opératoire

La première source d'erreur présentée aux pages précédentes est associée à la construction des modèles 3D de la colonne vertébrale à partir de stéréoradiographies. La technique de reconstruction a été évaluée à l'aide d'une étude de validation et donne une erreur moyenne globale de $2,6 \pm 2,4$ mm (Aubin et coll., 1997) et une erreur moyenne sur

la partie postérieure (apophyses transverses et épineuses) de $4,9\pm 3,8$ mm. Ces erreurs sont une estimation minimale puisqu'elles ont été obtenues à partir de mesures réalisées sur un spécimen cadavérique non scoliotique, séché et radiographié dans l'air.

La deuxième source d'erreur impliquée durant l'étape pré-opératoire est la paramétrisation de surface, soit l'ajustement entre la surface extraite du modèle 3D et la surface paramétrique. Cette étape sera le sujet d'une étude de validation.

3.5.2 Étape per-opératoire

L'étape per-opératoire consiste pour le chirurgien à numériser des points sur des surfaces pré-définies situées sur la partie postérieure des vertèbres.

La résolution de lecture du numériseur en translation est de 0.8mm RMS. Selon le manufacturier, sa précision est de 2.5mm RMS. Selon une étude réalisée par Bellefleur et coll. (1994), la reproductibilité des mesures de position dans le champ opératoire est de 0,9mm.

3.5.3 Étape post-opératoire

L'étape post-opératoire inclut le recalage des points numérisés durant la chirurgie sur les modèles 3D pré-opératoires, le calcul des indices cliniques per-opératoires et l'analyse statistique de ceux-ci, ces deux premières sous-étapes pourront éventuellement être réalisées durant la chirurgie et feront alors partie de l'étape per-opératoire.

Le recalage des mesures per-opératoires sur les modèles pré-opératoires dépend de l'erreur de modélisation, de la précision du numériseur, du nombre de points numérisés en per-opératoire et du choix des surfaces pré-définies. L'algorithme de recalage sera le sujet d'une étude de validation.

Les erreurs de recalage produites sur chaque vertèbre causent des problèmes d'incohérences géométriques où deux vertèbres successives peuvent s'interpénétrer et les angles changer brusquement d'une vertèbre à l'autre. Afin de diminuer les imperfections de localisation et d'orientation du modèle 3D de chaque vertèbre dues au recalage et par le fait même rendre le modèle 3D per-opérateur anatomiquement réaliste, il est nécessaire de lisser les modèles 3D per-opérateurs. Mac-Thiong (1997) a développé un logiciel qui lisse un modèle 3D en utilisant des séries de Fourier qui agissent d'abord en translation, puis en rotation. Mac-Thiong (1997) a réalisé une étude de validation (section 2.5.2) qui a démontré que pour une série de mesures de validation donnée, les distances passent de 6,0 à 5,0 mm lorsque lissées. De même, les angles en x semblent inchangés, les erreurs d'angles en y passent d'à peu près 5,5° à 4,5° et les erreurs d'angles en z passent de 3,5° à 2,5°. Encore là, ces résultats établissent une limite inférieure d'erreur puisqu'ils ont été obtenus à partir de mesures réalisées sur un spécimen cadavérique non scoliotique.

3.6 Méthodes de validation

Trois études ont été réalisées dans le but de valider les outils développés spécifiquement pour cette thèse. La première étude concerne la paramétrisation, tandis que la seconde valide l'étape du recalage points-surfaces. Finalement, la troisième étude est plus globale, puisqu'elle valide le système de suivi per-opérateur dans son ensemble. Ces trois études sont explicitées dans les sections suivantes.

Les critères d'évaluation utilisés dans les études de validation sont la moyenne et l'écart-type de distances entre des positions estimées et des positions de référence d'un groupe de points. Ces points sont soit des points extraits d'une surface à modéliser, soit des points numérisés durant la chirurgie, soit des repères anatomiques servant à

reconstruire un modèle 3D. À chaque point est associée une distance. Ainsi, pour une structure anatomique à n points, n distances sont calculées et on rapporte la moyenne et l'écart-type de ces n distances. La moyenne est une mesure de tendance centrale des distances, alors que l'écart-type est une mesure de leur dispersion. Dans le cas idéal, ces distances sont nulles. Les comparaisons qualitatives de distances estimées pour différents paramètres (par exemple le type de numériseur, le choix de l'algorithme de recalage, etc.) ne supposent pas que leur distribution soit normale. Par contre, les comparaisons statistiques (à l'aide de tests de Student ou d'Anova) le supposent. Ces tests supposent aussi l'indépendance des n distances, ce qui n'est pas le cas ici. L'analyse des résultats de ces tests exige donc de la prudence et ne sert qu'à confirmer des tendances déjà observables à "l'œil nu", d'autant plus que les deux conditions mentionnées ci-haut (distribution normale et indépendance des variables) sont rarement parfaitement respectées en expérimentation. Toutes les analyses des tests statistiques réalisés lors des études de validation ont été faites en tenant compte de ce problème, c'est-à-dire que les tests n'ont été effectués que dans le cas où des tendances claires étaient observables (ensuite confirmées par les résultats des tests) et où le nombre d'échantillons était élevé ($n > 100$).

3.6.1 Validation de la paramétrisation des surfaces

Afin de valider la paramétrisation des surfaces pré-définies, il est nécessaire de quantifier l'adéquation des surfaces paramétrisées aux surfaces extraites des éléments postérieurs des vertèbres reconstruites. Des tests seront réalisés avec des surfaces extraites du modèle 3D d'une colonne sèche non scoliotique, modèle obtenu grâce à la méthode de reconstruction multiplanare. La valeur RMS, la moyenne et l'écart-type des distances entre les points sur les surfaces paramétrisées (nœuds des grilles) et les points les plus proches sur les surfaces pré-définies serviront d'indice d'adéquation. Ces

surfaces sont en fait des grilles rectangulaires (d'approximativement 1cm^2) contenant une centaine de points, projetées sur le modèle de la vertèbre. La paramétrisation sera réalisée pour les surfaces montrées à la figure 3-12, soit 9 surfaces par vertèbre thoracique et 10 surfaces par vertèbre lombaire, et ce pour deux modèles 3D de colonne (une colonne sèche et la colonne vertébrale d'une patiente scoliootique) de 17 vertèbres chacun. Les surfaces choisies correspondent aux surfaces pré-définies dans le protocole de mesures per-opératoires plus 4 surfaces additionnelles accessibles en chirurgie et qui pourraient améliorer le recalage.

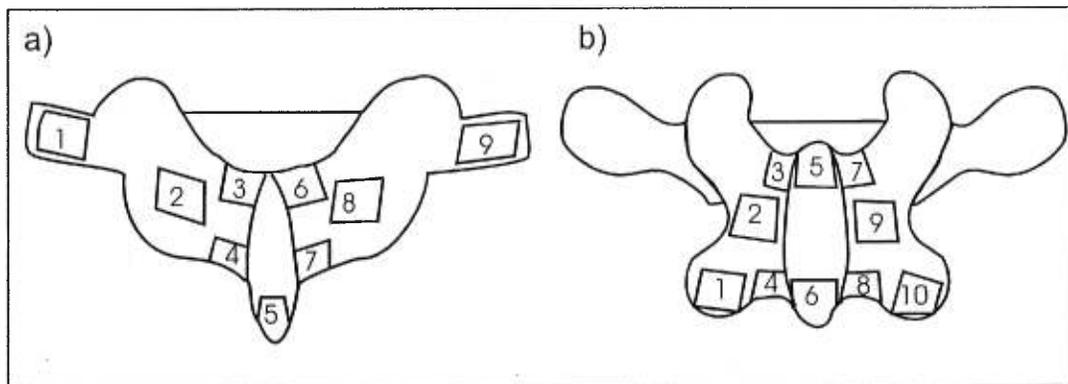


Figure 3-12: Surfaces pré-définies pour l'étude de validation: a) vertèbre thoracique, b) vertèbre lombaire.

3.6.2 Validation du recalage points-surfaces par simulation des mesures per-opératoires

La méthode de validation tient compte des erreurs de numérisation et de modélisation. La numérisation est simulée, ce qui permet de connaître la relation géométrique entre le référentiel du numériseur et celui du modèle 3D.

Le principe général et les critères de validation des études de validation par des mesures per-opératoires simulées ou par des mesures réalisées sur une colonne sèche sont les mêmes. La figure 3-13 illustre les étapes servant à calculer deux de validation.

Les positions des points numérisés sont mesurées dans le référentiel per-opératoire (1), le recalage points-surfaces permet alors de les exprimer dans le référentiel pré-opératoire par l'application d'une matrice de transformation estimée (2), les repères anatomiques qui sont mesurés dans le référentiel pré-opératoire du modèle 3D (3) peuvent ensuite être exprimés dans le référentiel per-opératoire en leur appliquant la matrice inverse de la matrice estimée (4). Les positions des points numérisés exprimés dans le référentiel pré-opératoire et les repères anatomiques exprimés dans le référentiel per-opératoire sont en fait des positions estimées. Des positions de référence, autant pour les points numérisés que pour les repères anatomiques, peuvent alors être comparées aux coordonnées estimées.

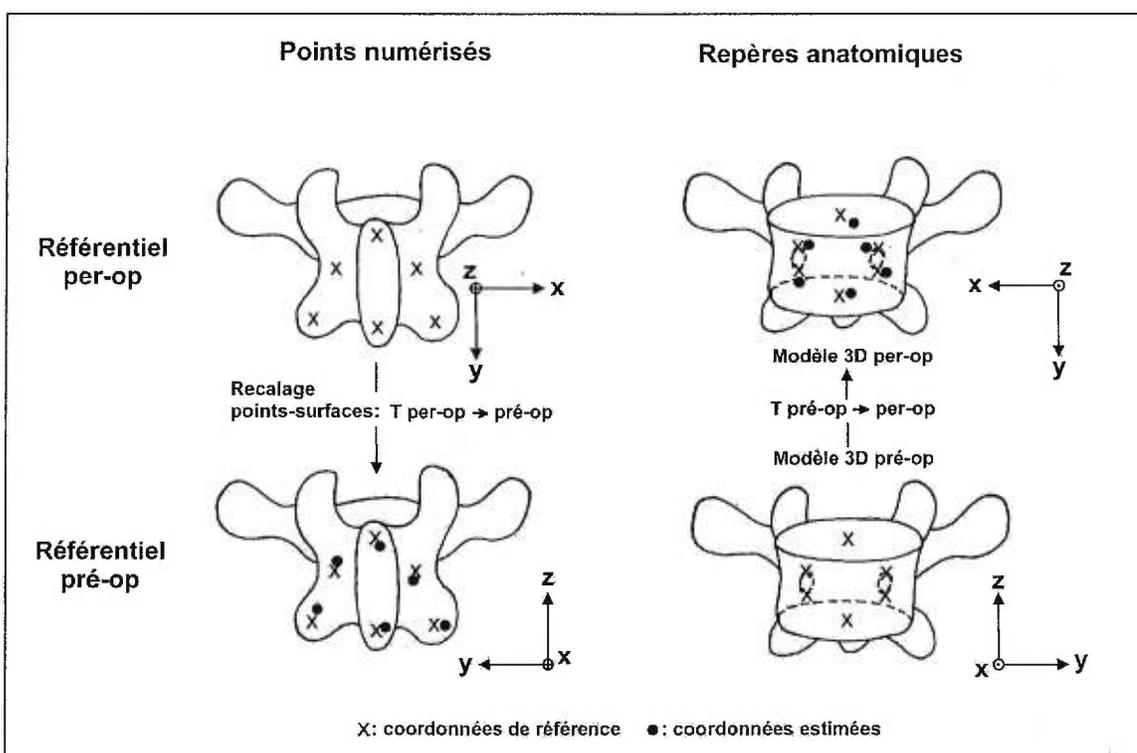


Figure 3-13: Schéma illustrant les distances entre les positions estimées et de référence des points numérisés et des repères anatomiques.

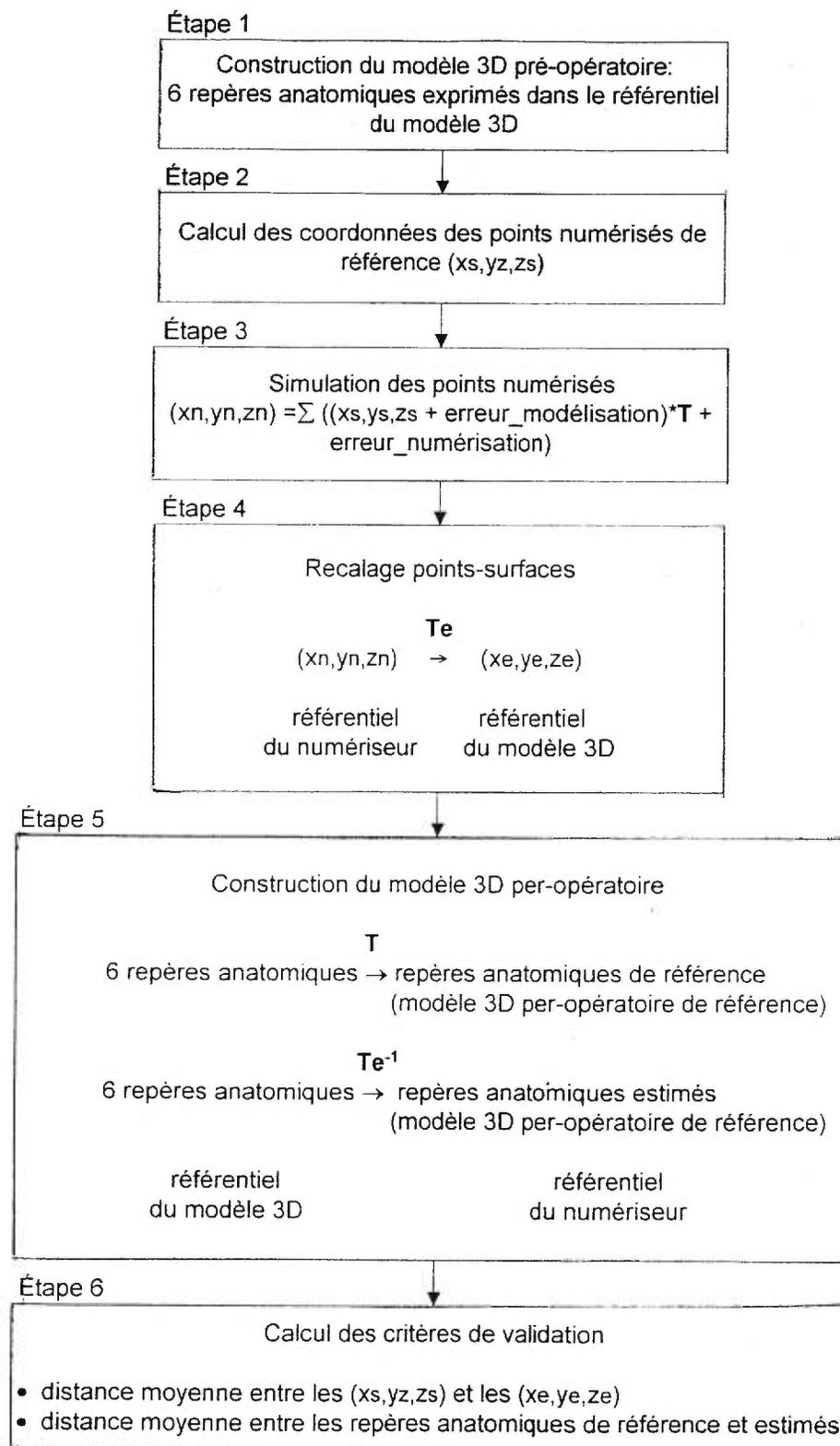


Figure 3-14: Organigramme de la validation du recalage points-surfaces par simulation des mesures per-opératoires.

La méthode de validation par simulation des mesures per-opératoires est explicitée à la figure 3-14. À la première étape, le modèle 3D pré-opératoire est d'abord construit. Durant la seconde étape, les coordonnées des points numérisés de référence exprimés dans le référentiel du modèle 3D sont calculés. Pour cela, un point par surface pré-définie est choisi aléatoirement.

La numérisation per-opératoire est ensuite simulée à l'étape 3. Un premier bruit aléatoire est ajouté aux points numérisés de référence, afin de tenir compte de l'erreur de modélisation (2,6mm d'après l'étude d'Aubin et coll., 1997). À ces points, une translation et une rotation sont appliquées (application de la matrice de transformation T du référentiel du modèle 3D au référentiel du numériseur). Les valeurs de translation et de rotation ont des valeurs semblables à celles utilisées en réalité. Finalement, un bruit aléatoire (1,0 ou 2,5mm), qui correspond à l'erreur du numériseur, a été ajouté aux coordonnées transformées et sont exprimées dans le référentiel du numériseur. L'étape 3 est réalisée dix fois, pour tenir compte du fait que chaque mesure du numériseur *BIRD* est en réalité une moyenne de dix acquisitions. Cela permet d'augmenter la précision des mesures réalisées avec ce numériseur en diminuant l'erreur qui a une distribution gaussienne. En effet, l'erreur du numériseur peut être divisée en deux parties, une première ayant une distribution gaussienne tandis que la différence entre l'erreur totale du numériseur et cette erreur gaussienne compose la seconde partie. L'erreur gaussienne possède la propriété d'être diminuée lorsque plusieurs acquisitions sont prises, au point de tendre vers zéro lorsque le nombre d'acquisitions est grand.

Une moyenne des coordonnées finales correspond aux coordonnées des points numérisés (x_n, y_n, z_n) et sont exprimées dans le référentiel du numériseur.

$$(x_n, y_n, z_n) = \sum_{i=1:10} (x_R, y_R, z_R + \text{erreur_modélisation}) * \mathbf{T} + \text{erreur_numérisation}$$

Ces coordonnées (x_n, y_n, z_n) ont été utilisées par l'algorithme de recalage points-surfaces afin d'obtenir les coordonnées estimées (x_e, y_e, z_e) . Les positions estimées sont

les coordonnées numérisées puis transformées par la matrice de transformation T_e (matrice de transformation du référentiel du numériseur au référentiel du modèle vertébral 3D). De la même manière, les coordonnées 3D des repères anatomiques connues dans le référentiel du modèle 3D peuvent être exprimées dans le référentiel du numériseur en leur appliquant la matrice de transformation T_e^{-1} et ainsi obtenir le modèle 3D estimé. Les deux critères d'évaluation sont respectivement les distances moyennes entre les positions de référence et estimées des points numérisés et des repères anatomiques. Ces critères ne dépendent pas de la définition des référentiels, sont un indicateur direct de la qualité du recalage et permettent de comparer différents choix méthodologiques ou algorithmiques.

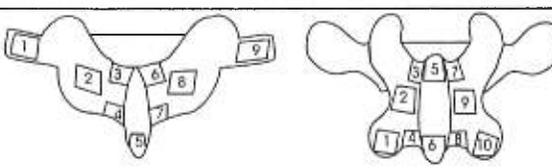
Deux types de surfaces (paramétrisées et exprimées en grilles de points), deux algorithmes de recalage points-surfaces (ICP et minimisation des distances points-surfaces), deux erreurs de numérisation (1,0 et 2,5 mm) et 10 combinaisons de points numérisés sont utilisés, pour un total de 80 simulations. Ces conditions sont schématisées au tableau III. Chaque série de simulations a été réalisée 100 fois, et ce pour les 17 vertèbres thoraciques et lombaires.

Les résultats de cette validation permettront non seulement d'évaluer le protocole opératoire, mais également d'évaluer la possibilité d'ajouter ou de remplacer certains points numérisés, car l'apophyse épineuse est parfois abîmée ou les apophyses transverses ne sont pas toujours accessibles. Tous les points numérisés (figure 3-12) correspondent aux points du protocole opératoire plus quatre points additionnels.

L'algorithme de recalage est utilisé avec certains de ces points, pour dix combinaisons possibles, afin d'étudier la précision du recalage en fonction du nombre et de la localisation des points numérisés. La combinaison #1 valide les points du protocole opératoire, les combinaisons #2, #3 et #4, vérifient si des points additionnels peuvent

améliorer le recalage. Les combinaisons #5 à #8 vérifient que si les points situés sur l'apophyse épineuse sont manquants, des points additionnels peuvent les remplacer.

Tableau III : Valeurs des paramètres évalués pour les 80 séries de simulation.

Paramètre évalué	Valeurs possibles		Nombre de combinaisons
Type de surface	Grilles de points	Modélisation surfacique	2
Algorithme de recalage	ICP	Minimisation des distances points-surfaces	x 2
Erreur de numérisation	1,0 mm	2,5mm	x 2
Choix des points numérisés; 10 combinaisons possibles :			x 10
	vertèbre thoracique	vertèbre lombaire	
1*	1, 2, 5, 8, 9	1, 2, 5, 6, 9, 10	
2	1, 2, 3, 5, 7, 8 et 9	1, 2,3, 5, 6, 8, 9, 10	
3	1, 2, 3, 5 à 9	1, 2, 3, 5 à 10	
4	1 à 9	1 à 10	
5	1, 2, 3, 7, 8, 9	1, 2, 3, 8, 9, 10	
6	1, 2, 3, 4, 8, 9	1, 2, 3, 4, 9, 10	
7	1, 2, 3, 4, 6, 8, 9	1, 2, 3, 4, 7, 9, 10	
8	1, 2, 3, 4, 6, 7, 8, 9	1, 2, 3, 4, 7, 8, 9, 10	
9	2, 3, 4, 6, 7, 8	2, 3, 4, 7, 8, 9	
10	2, 3, 4, 5, 6, 7, 8	2, 3, 4, 6, 7, 8, 9	
*correspond aux points du protocole per-opérateur			
total des combinaisons			80

Dans le cas où ni les points se trouvant sur l'apophyse épineuse, ni les points se trouvant sur les apophyses transverses sont disponibles, la combinaison #9 vérifie que les points additionnels peuvent les remplacer. Finalement, la combinaison #10 vérifie que si les points se trouvant sur les apophyses transverses sont manquants, les points additionnels peuvent les remplacer.

Le choix des surfaces à numériser (autant celles du protocole que les surfaces additionnelles) s'est fait par l'observation de la géométrie postérieure vertébrale, en supposant que les rotations locales et globales (voir figure 2-5) se confondaient. La vertèbre observée était donc droite dans le référentiel global. Il est ainsi possible de déduire par ce type d'observation que les surfaces additionnelles ajoutent une information permettant de mieux localiser les points numérisés de manière non ambiguë. Ces surfaces sont de plus facilement accessibles. En étant de part et d'autre de l'apophyse épineuse (surfaces 3 et 4 versus les surfaces 6 et 7), ces surfaces permettent de bien fixer les rotations axiales et frontales (angles θ et β de la figure 3-15). Des surfaces supérieures et inférieures (surfaces 3 et 6 versus les surfaces 4 et 7) permettent de mieux fixer les rotations sagittales (angle ϕ) et de limiter les erreurs d'estimation des translations céphalo-caudales (en z).

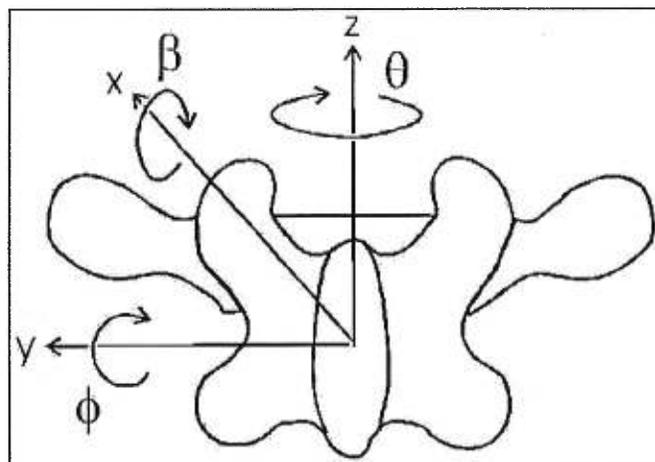


Figure 3-15: Degrés de liberté en rotation d'une vertèbre.

3.6.3 Validation du système de suivi per-opérateur par des mesures réalisées sur une colonne sèche

Le système complet de suivi et d'évaluation des déplacements vertébraux a été validé à l'aide de mesures prises sur une colonne vertébrale sèche. Cette colonne sèche peut être manipulée pour simuler une courbure rachidienne quelconque. Il s'agit en fait de vertèbres sèches séparées par des coussinets représentant les disques intervertébraux, tous liés (vertèbres et coussinets) par des fils de nylon et fixés dans un cadre rigide en acrylique (figure 3-16).

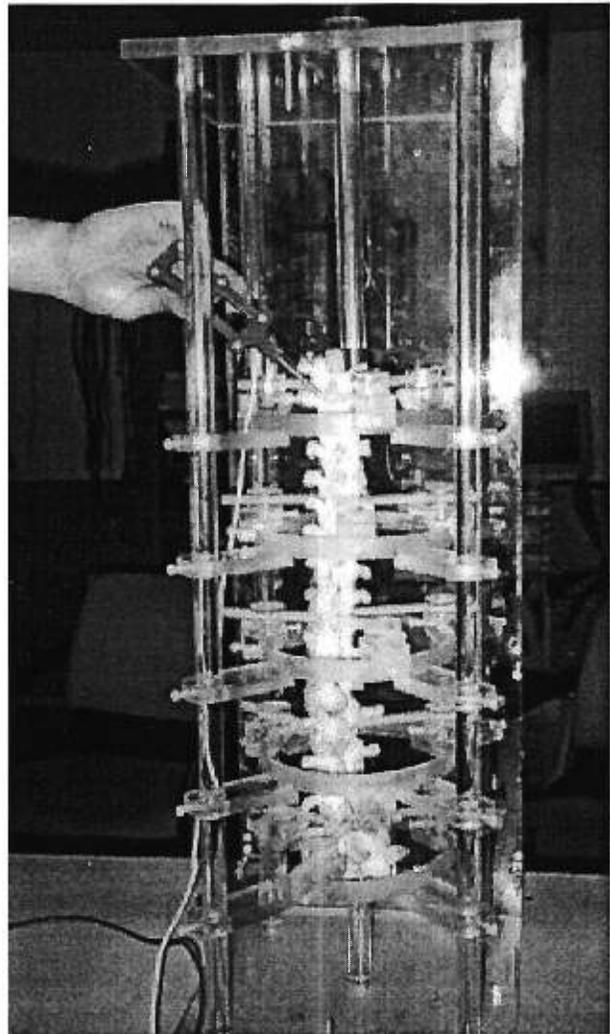


Figure 3-16: Montage expérimental.

Deux courbures ont été réalisées dans le cadre de cette étude de validation : premièrement une configuration représentant une scoliose thoracique droite (angle de Cobb de 17°) lombaire gauche (angle de Cobb de 31°) et deuxièmement une configuration représentant une colonne redressée (angle de Cobb thoracique de 7°); ces deux configurations comportant une lordose (respectivement 6° et 1°) et une cyphose (respectivement 7° et 20°) et simulant une colonne vertébrale avant et suite à l'installation

de l'instrumentation. Trois numériseurs ont été utilisés: deux numériseurs magnétiques *Flocks of BIRD* de *Ascention Technology Corporation* ayant respectivement une précision de 1,0 et 2,5 mm et un numériseur optique *OPTOTRAK* précis à 0,1 mm près. Dans les trois cas, les précisions sont données par le fabricant. Les mesures prises avec le système *OPTOTRAK* servent de mesures de référence. Chaque série de mesures (tableau IV) a été réalisée deux fois afin de s'assurer de leur répétabilité. Le protocole des mesures expérimentales est détaillé dans l'annexe A.

Tableau IV: Mesures réalisées sur la colonne sèche.

Courbe 1 colonne scoliotique	Courbe 2 colonne redressée
Numériseur <i>BIRD</i> ($\pm 2.5\text{mm}$) ²	Numériseur <i>BIRD</i> ($\pm 2.5\text{mm}$)
Numériseur <i>OPTOTRAK</i>	Numériseur <i>BIRD</i> ($\pm 1.0\text{mm}$) Numériseur <i>OPTOTRAK</i>

Afin de comparer les mesures prises par les différents numériseurs, il est nécessaire de pouvoir les exprimer dans un référentiel commun. Pour cela, douze clous d'aluminium ont été collés au cadre d'acrylique et leurs pointes ont été renumérisées à chaque série de mesures. En utilisant un recalage points-points, les positions des clous connues dans des référentiels différents servent à calculer la matrice de transformation qui relie ces différents référentiels et permettent d'exprimer toutes les mesures dans le référentiel commun du numériseur *OPTOTRAK*. Il faut noter que toutes les mesures exprimées dans ce référentiel commun incluent une erreur due aux erreurs de

² Le deuxième numériseur *BIRD* n'était pas disponible durant cette étape de l'expérimentation.

numérisation des pointes des clous. Le référentiel *OPTOTRAK* correspond au référentiel rachidien (figure 2-5) qui est relié à la colonne: l'axe des Z positif passe à travers le centre des vertèbres les plus céphalique et caudale et pointe vers le haut, l'axe des Xx positif pointe devant le patient et l'axe des Y positif pointe vers sa gauche et l'origine est située au milieu des plateaux vertébraux de la vertèbre L5. Les mesures de référence prises à l'aide de l'*OPTOTRAK* intègrent une erreur de numérisation (associée à sa précision), mais aussi une erreur associée au fait d'exprimer ses mesures dans un référentiel commun. En effet, cette dernière étape se faisant à l'aide de la numérisation des pointes de clous, une erreur de mesure de ces pointes ainsi qu'une erreur associée au recalage points-points est nécessairement intégrée aux mesures de référence. Ces erreurs sur les coordonnées des points de référence est tout de même beaucoup plus faible que celles que cette étude doit évaluer.

Pour chaque courbe, la colonne sèche maintenue dans le cadre d'acrylique a été stéréoradiographiée (PA à incidence 0° et latérale) et trois modèles 3D pré-opératoires de la colonne sèche ont été construits: un modèle de base à six repères par vertèbre, un modèle à huit repères (les six repères standards plus un repère sur l'apophyse épineuse), un modèle à neuf repères (les huit repères précédents plus un repère sur chacune des apophyses transverses).

Les résultats de cette étude de validation permettront de vérifier premièrement si l'augmentation du nombre de repères anatomiques dans la reconstruction du modèle 3D améliore le recalage et deuxièmement d'évaluer le protocole opératoire, ainsi que la possibilité d'ajouter ou de remplacer certains points numérisés, car l'apophyse épineuse est parfois abîmée ou les apophyses transverses ne sont pas toujours accessibles.

Pour chaque numériseur, une série de mesures consiste à numériser sur des surfaces pré-définies des modèles vertébraux 3D, neuf points par vertèbre thoracique et dix par vertèbre lombaire, soit les points définis au protocole opératoire plus quatre points

sur des surfaces additionnelles, situées à l'intersection des lames et de la partie supérieure et inférieure de l'apophyse épineuse (figure 3-12).

Afin de valider le système de suivi per-opérateur, trois critères de validation seront utilisés:

1. la distance moyenne entre les positions estimées et les positions de référence (mesurées par le numériseur *OPTOTRAK*) des points numérisés;

2. la distance moyenne entre les repères anatomiques du modèle 3D de référence (modèle 3D standard exprimé dans le référentiel du numériseur *OPTOTRAK*) et les repères anatomiques auxquels les matrices de transformation estimées par le recalage points-surfaces ont été appliquées pour les exprimer dans le référentiel du numériseur *OPTOTRAK*;

3. la différence entre les rotations vertébrales projetées entre le modèle 3D de référence (modèle 3D standard exprimé dans le référentiel du numériseur *OPTOTRAK*) et les modèles 3D estimés (auxquels les matrices de transformation estimées par le recalage points-surfaces ont été appliquées pour les exprimer dans le référentiel du numériseur *OPTOTRAK*).

Les moyennes (μ) et écarts-types (σ) de chacun des trois critères de validation définis plus haut sont calculés pour les différentes valeurs de paramètres décrites au tableau V. Ces paramètres concernent le type de surface, le dictionnaire de primitives anatomiques, l'application du module de correction, le type de modèle 3D pré-opérateur, le type de numériseur et finalement le choix (nombre et positions) des points numérisés. Les deux premiers critères sont calculés pour tous les paramètres étudiés, car ils sont un excellent indicateur de la qualité du recalage et permettent de comparer différents choix méthodologiques et algorithmiques.

Tableau V: Valeurs des paramètres étudiés lors de la validation du système de mesures per-opérateurs à l'aide de mesures réalisées sur une colonne sèche.

Paramètre étudié	Valeurs du paramètre étudié	Valeurs des autres paramètres	Critères de validation
			<ol style="list-style-type: none"> 1. μ et σ des distances entre les positions estimées et réelles des points numérisés 2. μ et σ des distances entre les positions estimées et réelles des repères anatomiques 3. μ et σ des différences entre les rotations vertébrales estimées et réelles
Type de surface	<ul style="list-style-type: none"> • Grilles de points • Surfaces paramétrisées 	<ul style="list-style-type: none"> • Courbes 1 et 2 • Numériseur 1 • Nouveau dictionnaire • Avec application du module de correction • Modèle 1 • Points du protocole per-opérateur 	1 et 2
Dictionnaire de primitives anatomiques (vertèbres T11 à L5)	<ul style="list-style-type: none"> • Ancien dictionnaire • Nouveau dictionnaire 	<ul style="list-style-type: none"> • Courbes 1 et 2 • Numériseur 1 • Avec et sans application du module de correction • Modèle 1 • Grilles de points • Points du protocole per-opérateur 	1 et 2
Correction des positions des repères anatomiques	<ul style="list-style-type: none"> • Application et non application du module de correction 	<ul style="list-style-type: none"> • Courbes 1 et 2 • Numériseur 1 • Nouveau dictionnaire • Modèles 1, 2 et 3 • Grilles de points • Points du protocole per-opérateur 	1 et 2

Tableau V (suite) : Valeurs des paramètres étudiés lors de la validation du système de mesures per-opératoires à l'aide de mesures réalisées sur une colonne sèche.

Paramètre étudié	Valeurs du paramètre étudié	Valeurs des autres paramètres	Critères de validation
Modèle 3D pré-opératoire	<ul style="list-style-type: none"> • Modèle 1 : 6 repères anatomiques standards • Modèle 2 : 8 repères anatomiques (6 repères standards plus l'extrémité des apophyses transverses) • Modèle 3 : 9 repères anatomiques (8 repères précédents plus extrémité de l'apophyse épineuse) 	<ul style="list-style-type: none"> • Courbes 1 et 2 • Nouveau dictionnaire • Avec et sans application du module de correction • Grilles de points • Points du protocole per-opératoire 	1, 2 et 3
Type de numériseur	<ul style="list-style-type: none"> • Numériseur 1 : $\pm 2,5\text{mm}$ • Numériseur 2 : $\pm 1,0\text{mm}$ 	<ul style="list-style-type: none"> • Courbes 1 et 2 • Nouveau dictionnaire • Avec application du module de correction • Modèle 1 • Grilles de points • Points du protocole per-opératoire • 10 combinaisons de positions de points numérisés 	1, 2 et 3
Choix (nombre et positions) des points numérisés	<ul style="list-style-type: none"> • 10 combinaisons de positions de points numérisés (voir tableau III) 	<ul style="list-style-type: none"> • Courbes 1 et 2 • Nouveau dictionnaire • Avec application du module de correction • Modèle 1 • Grilles de points 	1, et 2

Le troisième critère (erreur sur les rotations projetées) n'est calculé que dans les cas des comparaisons des 3 types de modèles 3D pré-opératoires et du type de numériseur, car il s'agit des paramètres pouvant inclure un biais dans une direction donnée. De plus, les deux premiers critères de validation sont décomposés en X, Y et Z (dans le référentiel du numériseur *OPTOTRAK* qui correspond au système rachidien défini par la SRS et montré à la figure 2-5). Voici la liste des paramètres qui sont examinés dans cette étude de validation:

- type de modèle 3D pré-opératoire: trois modèles sont reconstruits à partir de 6, 8 ou 9 repères anatomiques numérisés sur les radiographies pré-opératoires;
- précision du numériseur : deux numériseurs *BIRD* ayant d'après le manufacturier une précision de respectivement 1,0 et 2,5mm sont utilisés;
- choix du dictionnaire des primitives anatomiques: deux dictionnaires sont disponibles pour les vertèbres T11 à L5 (section 2.5.1);
- correction des positions des repères anatomiques; un logiciel de correction développé au LIS3D (**correct**) est appliqué (section 2.5.1);
- type de surfaces: les surfaces extraites du modèle 3D pré-opératoires peuvent être représentées par des grilles de points ou modélisées par des fonctions paramétriques;
- choix (nombre et positions) des points numérisés: dix combinaisons de points numérisés sont utilisées, dont les points du protocole opératoire (combinaison #1) et la combinaison #4 qui inclut tous les points numérisés.

En observant le tableau V, on remarque par exemple que l'effet du type de surface (grilles de points versus surfaces paramétrisées) est étudié en réalisant le recalage points-surfaces pour les deux types de courbe, avec le premier numériseur ($\pm 2,5$ mm), le nouveau dictionnaire, le modèle 3D pré-opératoire #1 (modèle standard à six repères

anatomiques), pour les points du protocole opératoire, et que les deux premiers critères de validation sont calculés.

3.7 Méthodes d'analyse des résultats cliniques et description du groupe étudié

3.7.1 Groupe de sujets

La population est composée de vingt-deux patientes atteintes de scoliose idiopathique, âgées en moyenne de 15 ans (11-19 ans) et opérées à l'intérieur d'une période de deux ans par trois chirurgiens. Seize patientes étaient atteintes d'une scoliose simple (13 thoraciques droites ; 3 lombaires gauches) tandis que 6 patientes étaient atteintes d'une scoliose double (5 thoraciques droites-lombaires gauches ; 1 thoracique gauche-lombaire droite). Les angles de Cobb sont regroupés par segment rachidien au tableau VI. Les niveaux des vertèbres apicales sont eux aussi regroupés par segment rachidien au tableau VII.

Tableau VI: Angles de Cobb des patientes selon le segment rachidien.

Segment	Nombre de courbes	Angle de Cobb (°)		
		Moyenne (écart-type)	Minimum	Maximum
Thoracique	19	52,4 (9,4)	38,2	73,7
Lombaire	9	54,9 (7,7)	41,4	64,2

Tableau VII: Niveaux des vertèbres apicales selon le segment rachidien.

Segment	Nombre de courbes	Niveaux des vertèbres apicales		
		Moyenne	Minimum	Maximum
Thoracique	19	T9	T7	T12
Lombaire	5	L2	L1	L3

3.7.2 Traitement des résultats cliniques

Les vertèbres exposées de 22 patients ont d'abord été numérisées durant une chirurgie. Les modèles pré-opératoires sont ensuite construits avec les 6 repères anatomiques standard et le nouveau dictionnaire de primitives, le module de correction a été appliqué et l'algorithme ICP a été utilisé avec des surfaces représentées par des grilles. Ces choix méthodologiques (type de dictionnaire, d'algorithme de recalage, etc.) ont été faits à la suite de l'analyse des résultats de validation. Le recalage per-opératoire a été réalisé avec les mesures per-opératoires prises avant l'instrumentation. Les mesures per-opératoires post-instrumentation ont par la suite été recalées aux modèles pré-instrumentation en utilisant un recalage points-points. Il est alors possible de réaliser des modèles 3D per-opératoires (pré et post-instrumentation) équivalents aux modèles pré et post-opératoires.

L'annexe B contient les vues frontales, sagittales et transverses des modèles 3D pré-opératoires, per-opératoires (pré et post-instrumentation) et post-opératoires de deux colonnes typiques de patientes scoliotiques (courbe thoracique droite et courbe thoracique droite-lombaire gauche).

3.7.3 Méthode d'analyse des résultats

Deux hypothèses cliniques doivent être vérifiées (section 1.3), la première voulant que la manœuvre de dérotation induise peu de dérotation axiale des vertèbres, mais plutôt une dérotation de segments de la colonne et la deuxième voulant qu'il existe un patron des déplacements vertébraux associé à la chirurgie C-D. Afin de vérifier ces hypothèses, les différences pré et post-instrumentation des indices cliniques suivants sont calculés: les angles de Cobb dans les plans frontal, sagittal et de déformation maximale, l'orientation du plan de déformation maximale, les rotations projetées (frontales, sagittales et axiales), les translations des centres des vertèbres (centre des

pédicules) et les différences de rotations projetées et de translations entre deux niveaux vertébraux successifs. Les vertèbres limites sont identifiées dans le plan PA (frontal) et constantes par la suite. Des tests de Student permettent de vérifier si les différences des indices cliniques sont significatives. Certains résultats sont ensuite regroupés par type de courbes scoliotique, par vertèbres limites et apicales, ainsi que par vertèbres thoraciques et lombaires.

4. RESULTATS ET DISCUSSION

4.1 Résultats de validation

4.1.1 Validation de la paramétrisation des surfaces

Le programme de paramétrisation a été testé sur les dix-sept vertèbres des modèles 3D de deux colonnes comportant les segments thoraciques et lombaires, soit la colonne d'un patient scoliotique et une colonne sèche. Neuf surfaces par vertèbre thoracique et dix surfaces par vertèbre lombaire (figure 3-2) ont ainsi été modélisées, pour un total de cent cinquante-huit surfaces par colonne. Les surfaces contenaient entre cent et deux cents points, la colonne complète contenait 17098 points. Les distances (dénommés distances d'adéquation) moyennes et les écarts-types entre les points des grilles extraites des modèles 3D et les points correspondants sur les surfaces modélisées, ont été regroupés par vertèbre (figure C-1) ou par type de surface (figure C-2). Les figures et l'analyse détaillée des résultats se trouvent à l'annexe C.

Les distances moyennes d'adéquation (moyenne \pm écart-type), toutes surfaces et toutes vertèbres confondues, pour la colonne du patient et la colonne sèche sont de respectivement 0,40mm \pm 0,74mm et 0,35 \pm 0,56mm. Ces moyennes et ces écarts-types sont différents. Les grilles extraites du modèle 3D de la colonne du patient contiennent probablement beaucoup plus de points hors tendance. En effet, le modèle 3D d'une colonne sèche est meilleur puisque celle-ci n'a pas bougé durant la prise de radiographies alors qu'il est possible que celle du sujet scoliotique ait pu légèrement se déplacer. De plus, il est beaucoup plus facile de reconnaître les repères anatomiques sur des radiographies d'une colonne sèche qu'aucun tissu mou ne vient voiler.

Les distances moyennes d'adéquation entre les points des grilles et les points les plus proches sur les surfaces modélisées sont inférieures au demi millimètre pour toutes les vertèbres et surfaces, sauf dans le cas des vertèbres T4, T11 et L2 et des surfaces

situées sur les apophyses transverses droites, pour lesquels cas, les distances d'adéquation sont inférieures au millimètre.

Que ce soit en regroupant les distances moyennes par vertèbre ou par type de surfaces, l'observation des résultats ne permet pas de dégager de tendance. Quoique la paramétrisation soit adéquate pour les besoins de l'étude, il est nécessaire de vérifier les cas où les distances moyennes sont plus élevées. Il s'agit parfois de surfaces pour lesquelles les grilles possèdent des points hors tendance. Dans ces cas, la paramétrisation a un effet de lissage qui est en général utile, mais qui peut être un inconvénient dans des cas spécifiques où l'on désire tenir compte des rugosités de certaines surfaces, ce qui n'est pas le cas de la présente étude.

4.1.2 Validation du recalage points-surfaces par simulation des mesures per-opératoires

Les mesures per-opératoires ont été simulées à l'aide de la méthode décrite dans la section 3.6.2, pour tester l'effet de paramètres tels que la précision du numériseur, l'algorithme de recalage points-surfaces, le type de surfaces, etc. Les résultats de ces simulations sont présentés dans les sections suivantes.

4.1.2.1 Grilles versus surfaces modélisées et algorithme ICP versus algorithme de minimisation des distances points-surfaces

Les simulations ont été réalisées 100 fois pour 17 vertèbres avec les points du protocole opératoire (combinaison #1), pour les deux algorithmes de recalage points-surfaces et les deux types de surfaces. L'annexe D1 contient les figures D-1 et D-2 (moyennes et écarts-types des distances entre les positions estimées et les positions de référence de points numérisés et des repères anatomiques) et le tableau XIV (temps

d'exécution du programme de recalage points-surfaces pour une vertèbres thoracolumbaire).

Les distances moyennes sont significativement plus faibles avec l'algorithme ICP et avec les surfaces représentées par des grilles ($2,3 \pm 1,5$ mm pour les points numérisés et $3,2 \pm 2,2$ mm pour les repères anatomiques) et plus importantes avec l'algorithme de minimisation points-surfaces et les surfaces modélisées ($7,4 \pm 5,7$ mm pour les points numérisés et $9,0 \pm 6,2$ mm pour les repères anatomiques). De plus le temps d'exécution du programme de recalage points-surfaces utilisant l'algorithme ICP est beaucoup plus long lorsque les surfaces modélisées sont utilisées ($63,9 \pm 379,1$ sec versus $0,09 \pm 0,04$ sec). Cet inconvénient majeur devra être tenu en compte dans le choix du type de représentation surfacique (grilles versus surfaces modélisées).

Les tests de validation par simulation présentés dans les prochaines sections, ont été réalisés avec l'algorithme ICP et des surfaces représentées par des grilles, les erreurs de localisation étant plus faibles avec ces choix méthodologiques. Les deux types de surfaces seront aussi étudiés lors de la validation basée sur des mesures réalisées sur une colonne sèche.

4.1.2.2 Comparaisons de l'effet du type de numériseurs

Deux erreurs de numérisation ont été simulées, représentant le numériseur *BIRD* actuellement utilisé lors des mesures per-opératoires ayant une précision de 2,5mm et un numériseur *BIRD* disponible sur le marché ayant une précision de 1,0mm (tel que spécifié par le manufacturier). Les simulations ont été réalisées 100 fois à l'aide d'une fonction aléatoire pour 17 vertèbres avec les points du protocole opératoire (combinaison #1). Les résultats compilés pour tous ces cas sont montrés au tableau VIII. Les distances entre les positions estimées et les positions de référence, autant des points numérisés

($p=0,0689$) que des repères anatomiques ($p=0,112$), ne sont pas significativement différentes. Il semble que la technique de numérisation qui consiste à utiliser la moyenne de 10 acquisitions du numériseur a pour effet de minimiser l'erreur provenant de celui-ci. Cette hypothèse sera vérifiée à l'aide des mesures réalisées sur une colonne sèche avec les 2 numériseurs.

Tableau VIII: Moyenne, pour toutes les vertèbres, des distances entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques (algorithme ICP ; combinaison #1 ; grilles).

	Points numérisés (mm), n=9000	Repères anatomiques (mm), n=10200
Numériseur	Moyenne (Écart-type)	Moyenne (Écart-type)
1: <i>BIRD</i> , $\pm 1,0\text{mm}$	2,30 (1,47)	3,20 (2,24)
2: <i>BIRD</i> , $\pm 2,5\text{mm}$	2,34 (1,48)	3,25 (2,25)

4.1.2.3 Erreur de localisation en fonction du choix et du nombre de points numérisés sur les surfaces postérieures des vertèbres

Les simulations ont été réalisées 100 fois pour 17 vertèbres pour les dix combinaisons de points numérisés telles qu'identifiées au tableau V. Les moyennes et écarts-types (représentés sous forme d'histogramme) des distances entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques sont présentés aux figures D-3 et D-4 de l'annexe D2 accompagnées d'une analyse plus détaillée.

Les résultats indiquent d'abord que l'ajout de points supplémentaires (situés à l'intersection des lames gauche et droite et de l'apophyse épineuse) aux points du protocole améliore le recalage (combinaisons #4, #3 et #2 par rapport à la combinaison #1); et ensuite que la numérisation de trois ou quatre de ces points supplémentaires peut remplacer avantageusement la numérisation des points situés soit sur les apophyses épineuses (combinaisons #7, 8), soit sur les apophyses transverses ou articulaires inférieures (combinaison #10). De plus, les points situés sur les apophyses épineuses doivent être remplacés par au moins trois des points supplémentaires pour donner des résultats équivalents ou meilleurs que la numérisation des points du protocole. Finalement, la numérisation des quatre points supplémentaires ne suffit pas à compenser le manque de points lorsque les points situés sur les apophyses ne sont pas numérisés (combinaison #9).

Dans tous les cas, le recalage réalisé avec la numérisation des points du protocole ne peut être amélioré qu'avec la numérisation d'un plus grand nombre de points, ce qui implique nécessairement un allongement de la durée de la chirurgie. Des alternatives sont disponibles lorsque des points situés sur des apophyses ne sont pas accessibles. Il sera intéressant de comparer ces résultats à ceux obtenus avec les mesures expérimentales réalisées sur une colonne sèche.

Il est clair que le nombre de points numérisés est un facteur important pour le recalage points-surfaces. Le tableau IX affiche les distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques en fonction du nombre de points numérisés.

On observe que les distances diminuent lorsque le nombre de points augmente. Par contre, il semble que l'amélioration du recalage avec l'augmentation du nombre de points atteigne un plateau à partir de 8 points.

Tableau IX: Moyenne, pour toutes les vertèbres, des distances entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques en fonction du nombre de points.

Nombre de points numérisés	Points numérisés (mm)		Repères anatomiques (mm)	
	Moyenne (Écart-type)	n	Moyenne (Écart-type)	n
5	2,5 (1,5)	6000	3,2 (2,0)	10792
6	2,3 (1,6)	335344	3,9 (2,8)	48688
7	2,0 (1,3)	31476	3,0 (2,2)	40934
8	1,8 (1,3)	27169	2,6 (2,0)	30183
9	1,7 (1,3)	15266	2,2 (1,5)	15035
10	1,8 (1,7)	4989	2,4 (1,9)	4281

Le nombre de points numérisés est un donc facteur important à considérer pour diminuer l'erreur de recalage, mais il a de plus été observé que pour un même nombre de points numérisés, le choix de leur localisation (et donc le choix de la combinaison) soit lui aussi un facteur important. Par exemple, lorsque 6 points sont numérisés (vertèbres lombaires de la combinaison #1, combinaisons #5, #6, #9), les distances moyennes des repères anatomiques varient de $3,3 \pm 2,5$ mm à $4,4 \pm 3,0$ mm.

En fait, dans la majorité des cas, les distances moyennes sont significativement différentes lorsque pour un même nombre de points numérisés différentes combinaisons de points sont numérisées. La localisation des points à numériser est donc un facteur primordial dans le choix des surfaces sur lesquelles le chirurgien doit numériser des points. Ces surfaces doivent être choisies en observant la géométrie de l'objet à recaler de façon à ce que les points numérisés fixent autant que possible sa localisation.

4.1.2.4 Décomposition en x, y et z des erreurs de localisation

Les simulations ont été réalisées 100 fois pour 17 vertèbres, pour les points du protocole opératoire. Les distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques ont été décomposées en X-Y-Z afin de vérifier si le recalage est meilleur selon une direction donnée (figure 4-1). Les axes X-Y-Z correspondent au référentiel global du modèle 3D (figure 2-5).

Le recalage se faisant avec les points numérisés, leur recalage est meilleur qu'avec les repères anatomiques qui sont situés dans une partie géométriquement très différente des vertèbres (partie postérieure versus partie antérieure ou centrale).

L'erreur de recalage des points numérisés est plus grande selon l'axe des Z ($1,7 \pm 1,4$ mm) et varie peu selon les axes X et Y (respectivement $0,8 \pm 0,8$ mm et $0,9 \pm 0,9$ mm). Ce phénomène est probablement dû à la géométrie de la partie postérieure des vertèbres, qui permet de fixer la localisation en X et en Y plus facilement qu'en Z. Les distances moyennes des points numérisés sont moins grandes que celles des repères anatomiques. Il existe peu de différence d'erreur de recalage selon les axes pour les repères anatomiques (de $1,5 \pm 1,3$ mm selon l'axe des Y à $1,7 \pm 1,6$ mm selon l'axe des X).

Pour comprendre la différence de distribution des erreurs entre les points numérisés et les repères anatomiques, il faut se rappeler que le recalage est réalisé à partir des points numérisés sur la partie postérieure des vertèbres, et que la matrice de transformation alors calculée permet ensuite d'exprimer les repères anatomiques, qui sont situés sur la partie antérieure des vertèbres, dans le référentiel global per-opératoire.

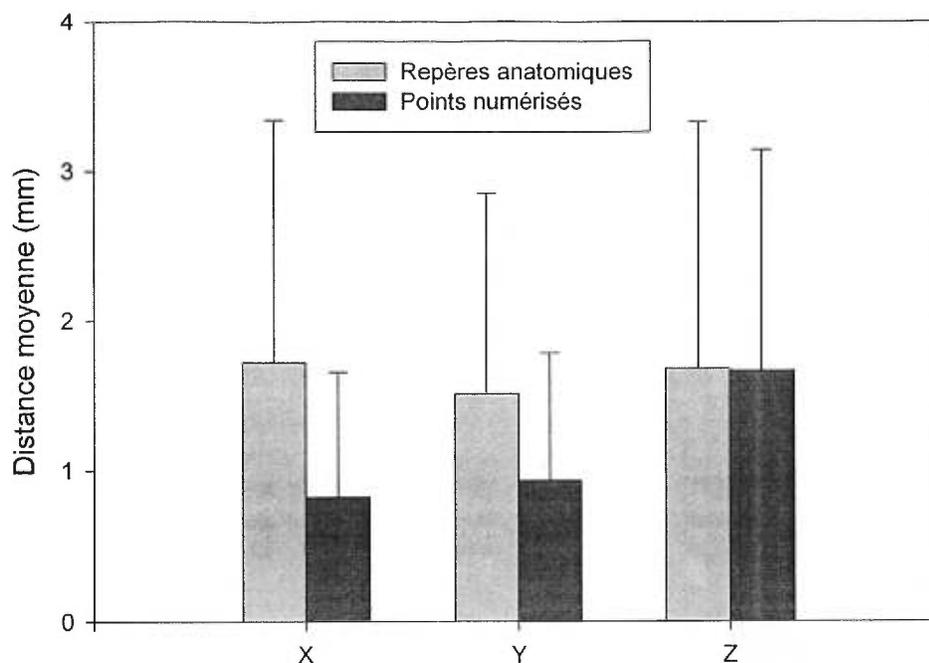


Figure 4-1: Décomposition en X-Y-Z des distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés (n=9000) et des repères anatomiques (n=10200).

Puisque ce sont finalement les repères anatomiques qui servent à construire le modèle 3D per-opérateur, il est plus important de réduire l'erreur de localisation des repères anatomiques que celle des points numérisés.

L'erreur de modélisation simulée a été ajoutée également selon les 3 axes. Dans les faits, cette erreur n'est pas nécessairement isotropique. Puisque cette erreur sera implicitement incluse lors de la validation avec les mesures de référence sur une colonne sèche, il sera alors intéressant de vérifier s'il existe encore une différence significative d'erreur de localisation selon la direction.

4.1.3 Validation par des mesures réalisées sur une colonne sèche

Des mesures expérimentales ont été réalisées sur une colonne sèche afin de valider le système entier servant au suivi et à l'évaluation des déplacements vertébraux (section 3.6.3). Ceci est réalisé dans le but de tester l'effet de paramètres tels que le type de surface, le choix du dictionnaire de primitives anatomiques, l'application du module de correction aux coordonnées des repères anatomiques (servant à la reconstruction 3D pré-opératoire), le choix de ces repères (3 types de modèles), etc.

4.1.3.1 Grilles de points versus surfaces paramétriques

Les moyennes et écarts-types des distances entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques sont présentés à la figure E-1 de l'annexe E. Les distances moyennes des points numérisés et des repères anatomiques sont plus faibles avec les surfaces représentées par des grilles qu'avec les surfaces paramétriques (respectivement $4,9 \pm 2,5$ mm versus $5,3 \pm 2,9$ mm et $5,1 \pm 2,0$ mm versus $6,3 \pm 3,9$ mm). Ces moyennes ne sont pas significativement différentes dans le cas des points numérisés ($p=0,097, n=180$) et sont significativement différentes dans le cas des repères anatomiques ($p=1,3 \cdot 10^{-4}, n=204$). De plus, le programme de recalage est beaucoup plus long lorsqu'exécuté avec les surfaces paramétriques (voir la section 4.1.2.1 de la validation par simulation des mesures per-opératoires).

Selon la géométrie des surfaces, par exemple si les surfaces sont de formes géométriques simples, le recalage avec des surfaces paramétriques peut surpasser le recalage avec les surfaces exprimées en grilles (Sahoo, 1988). Dans le monde médical, contrairement à d'autres applications, les surfaces étant souvent complexes elles sont mieux localisées par le recalage utilisant des surfaces représentées par des grilles. C'est donc ce type de représentation qui sera utilisé lors du reste de l'étude de validations, ainsi

que lors de l'étude clinique. Le temps d'exécution plus court pour les grilles est aussi un autre facteur dont il faut tenir compte et qui privilégie cette approche.

4.1.3.2 Comparaison des dictionnaires avec et sans module de correction

Les deux dictionnaires de primitives anatomiques ont été utilisés pour les vertèbres T11 à L5 des deux colonnes scoliotiques sèches (vertèbres dont la géométrie est la plus variable d'un patient à l'autre). Les résultats de cette section sont illustrés à la figure E-2 de l'annexe E2.

Lorsque le module de correction n'est pas appliqué, l'utilisation du dictionnaire #2 donne les meilleurs résultats pour les points numérisés et pour les repères anatomiques. Lorsque le module de correction est appliqué, les distances moyennes autant des points numérisés que des repères anatomiques pour les deux dictionnaires ne sont pas différentes. Le deuxième dictionnaire sera dorénavant choisi pour le reste des tests de validation, ainsi que pour l'étude clinique.

4.1.3.3 Comparaison des trois modèles 3D pré-opératoires, sans ou avec application du module de correction

Les trois modèles pré-opératoires issus de la reconstruction radiographique basée sur la numérisation de 6, 8 et 9 repères anatomiques ont été utilisés avec et sans module de correction. Les points du protocole opératoire (combinaison #1) ont été numérisés avec le numériseur 1 ($\pm 2,5\text{mm}$). Les moyennes et écarts-types des distances entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques sont présentés aux figures E-3 et E-4 de l'annexe E3.

Lorsque le module de correction n'est pas appliqué les modèles 2 et 3 sont meilleurs (points numérisés : $6,3 \pm 3,8\text{mm}$; $4,1 \pm 2,1\text{mm}$; $4,4 \pm 2,1\text{mm}$; repères anatomiques : $7,8 \pm 4,6\text{mm}$; $4,5 \pm 2,2\text{mm}$; $5,5 \pm 2,3\text{mm}$), tandis que lorsque le module de correction est appliqué, les 3 modèles sont équivalents (points numérisés : $4,9 \pm 2,5\text{mm}$; $4,8 \pm 2,3\text{mm}$; $4,5 \pm 2,2\text{mm}$; repères anatomiques : $5,1 \pm 2,0\text{mm}$; $5,6 \pm 2,6\text{mm}$; $4,9 \pm 2,3\text{mm}$).

La numérisation sur les radiographies des points supplémentaires nécessaires à la reconstruction des modèles 2 et 3 (apophyses épineuses et transverses) étant difficile, il est donc recommandé d'appliquer le module de correction au modèle pré-opératoire #1 (6 repères anatomiques). Ceci réduira également la durée de numérisation des repères anatomiques lors de l'étape pré-opératoire.

Le modèle 1 auquel le module de correction est appliqué sera dorénavant choisi pour le reste de l'étude de validation, ainsi que pour l'étude clinique.

4.1.3.4 Comparaisons de l'effet du type de numériseur

Les points du protocole opératoire (combinaison #1) ont été numérisés sur la deuxième courbe avec deux numériseurs *BIRD* de précision différentes : 1,0 et 2,5mm. Les moyennes et écarts-types des distances entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques sont présentés au tableau X.

Les distances moyennes ne sont pas significativement différentes pour les deux numériseurs ($p=0,946$, $n=90$; $p=0,75$, $n=102$). Le même phénomène avait été observé lors de la validation par simulation des mesures per-opératoires (voir section 4.1.2.2). Le programme gérant l'acquisition des mesures provenant d'un *BIRD*, indépendamment de sa précision, renvoie la moyenne de dix acquisitions. Il semble donc que le fait d'utiliser

cette moyenne améliore la précision des mesures au point qu'il n'y a pas de différence significative entre les mesures réalisées par l'un ou l'autre des numériseurs.

Tableau X: Moyenne, pour toutes les vertèbres, des distances entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques.

Numériseur	Points numérisés (mm)		Repères anatomiques (mm)	
	Moyenne	Écart-type	Moyenne	Écart-type
1: <i>BIRD</i> , $\pm 1,0\text{mm}$	4,9	2,5	5,1	1,9
2: <i>BIRD</i> , $\pm 2,5\text{mm}$	4,8	2,6	5,2	2,2

4.1.3.5 Choix du nombre et de la localisation des points numérisés sur la partie postérieure des vertèbres

Neuf points par vertèbre thoracique et dix points par vertèbre lombaire ont été numérisés sur les deux colonnes (colonne scoliothique et colonne droite) à l'aide du numériseur #1. Dix combinaisons de points numérisés ont été choisies (tableau V), la combinaison #1 représentant les points du protocole opératoire, les combinaisons #2, #3 et #4 les points du protocole auxquels 2, 3 ou 4 points ont respectivement été ajoutés (points situés à l'intersection des lames et de l'apophyse épineuse), etc. Le recalage est effectué pour chacune de ces combinaisons de points numérisés. L'annexe E4 contient la figure E-5 des distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques ainsi qu'une analyse plus détaillée.

En résumé, il est préférable de numériser les points du protocole (figure 4-2a) plus deux points situés aux intersections gauche-supérieure et droite-inférieure des lames et de l'apophyse épineuse (combinaison #2, figure 4-2b) pour un total de respectivement

sept et huit points par vertèbre thoracique et lombaire, ou de numériser tous les points situés sur les lames, pour un total de six points par vertèbre (combinaison #9, figure 4-2cc), soit les points du protocole opératoire moins les points situés sur les apophyses (épineuses, transverses et articulaires) plus les quatre points supplémentaires situés à l'intersection des lames et des apophyses épineuses. Puisque la combinaison #9 correspond au cas où aucun point situé sur une apophyse n'a été numérisé et que l'observation visuelle et les résultats de l'étude de validation par des mesures simulées indiquaient plutôt que ces points apportaient une information importante, il est probable que les points situés sur les apophyses soient moins bien recalés parce que ces zones seraient moins bien modélisées.

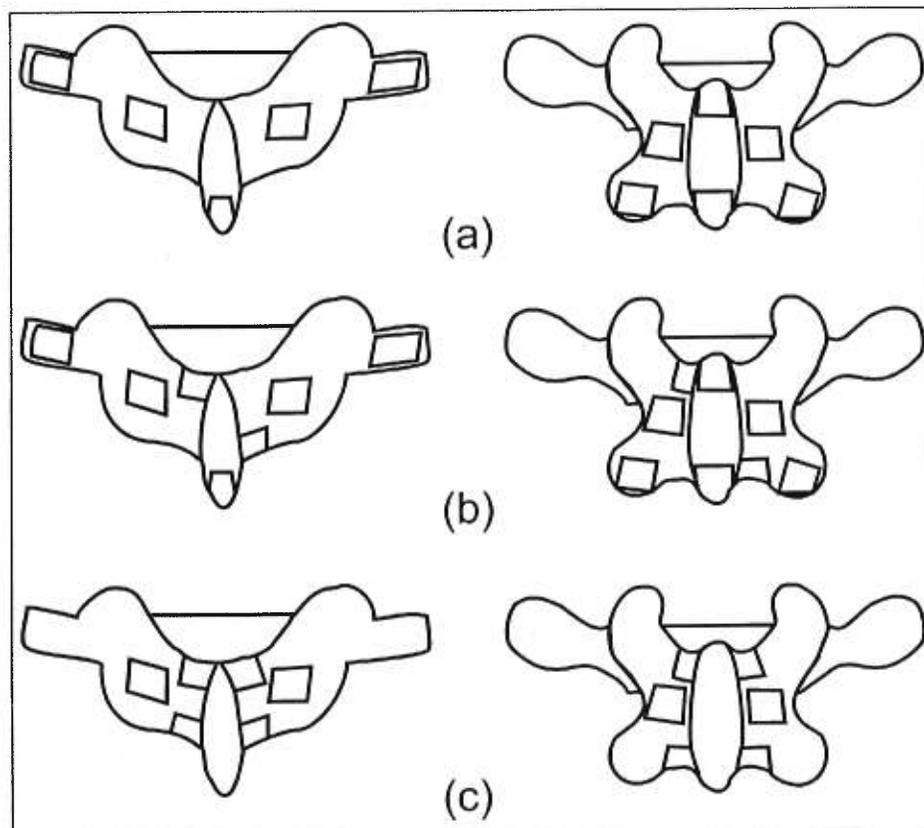


Figure 4-2: a) Surfaces du protocole opératoire, b) surfaces du protocole plus 2 surfaces supplémentaires; c) surfaces du protocole sont les points situés sur les apophyses ont été remplacés par les 4 surfaces supplémentaires.

Il est de plus clair que le nombre de points numérisés est un facteur moins important que leur localisation. En effet, pour les repères anatomiques, les combinaisons #2, #3, #4 et #9 donnent des résultats équivalents quoique qu'il aient requis la numérisation de six à dix points. Cette conclusion diffère un peu de celle tirée à partir des mesures simulées. Les simulations laissaient supposer que les deux facteurs (localisation et nombre de points numérisés) étaient également importants. Dans ce cas, le recalage était réalisé en considérant une erreur de modélisation isotropique et qui ne dépendait pas du niveau vertébral.

4.1.3.6 Décomposition en x, y et z des erreurs de localisation des positions des points numérisés et des repères anatomiques et des erreurs de rotations projetées

Les distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés (figure 4-3) et des repères anatomiques (figure 4-4) ont été décomposées en X, Y et Z (numériseur 1, combinaisons #1 à #10) afin de vérifier si le recalage est plus adéquat selon une direction donnée. Les axes X-Y-Z correspondent au référentiel global du modèle 3D (figure 2-5).

L'erreur de recalage des points numérisés varie peu selon l'axe de projection (distances en X, Y et Z moyennes de respectivement $2,5 \pm 2,0\text{mm}$; $2,1 \pm 1,5\text{mm}$; $2,8 \pm 2,3\text{mm}$). L'erreur de recalage des repères anatomiques est plus grande selon l'axe des Z ($3,6 \pm 2,0\text{mm}$) et varie peu selon les axes X et Y ($2,1 \pm 1,3\text{mm}$; $2,0 \pm 1,5\text{mm}$). Le phénomène inverse était observé lors de la validation avec des mesures simulées. Par exemple, dans le cas des repères anatomiques, les erreurs de recalage n'étaient pas significativement différentes. Il est probable que l'erreur de modélisation alors supposée isotropique, est en fait plus grande selon l'axe des Z.

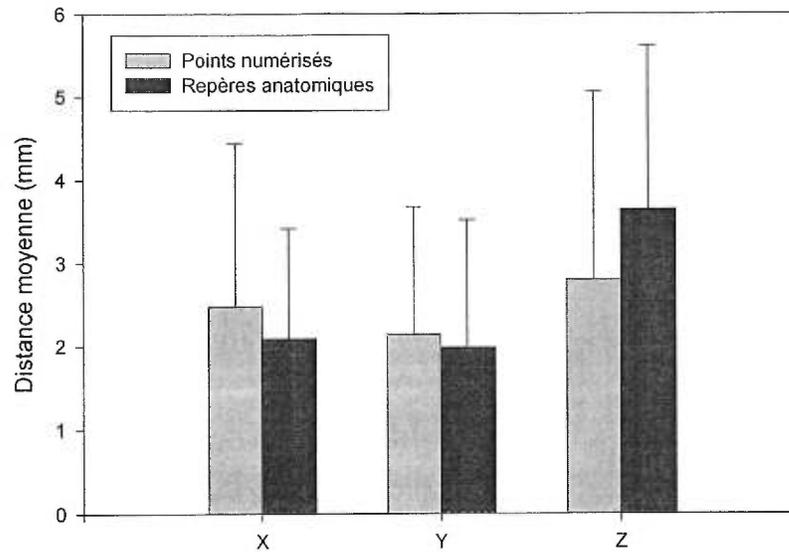


Figure 4-3: Décomposition en X-Y-Z des distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques.

Les différences des rotations sont elles aussi décomposées par rapport aux axes autour desquels s'effectuent ces rotations (figure 4-4). La différence de rotation autour de l'axe Y est la plus grande ($7,9^{\circ} \pm 4,0^{\circ}$), et il n'y a pas de différence notable entre les rotations autour des axes X et Z ($4,7^{\circ} \pm 3,7^{\circ}$ et $5,2^{\circ} \pm 4,9^{\circ}$). La rotation autour de l'axe Y engendre surtout des translations le long de l'axe Z.

Tous ces résultats sont cohérents avec les deux hypothèses suivantes : 1) la géométrie particulière des vertèbres fixe mieux les translations en X et en Y et les rotations autour des axes X et Z, 2) l'erreur de recalage est toujours plus grande pour les repères anatomiques que pour les points numérisés puisque le recalage ajuste la position des points numérisés et applique ensuite la transformation géométrique aux repères anatomiques.

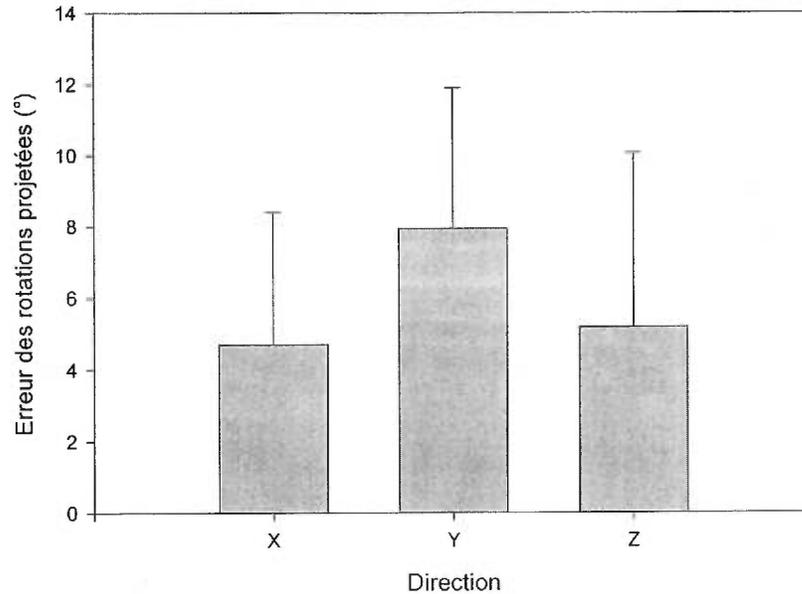


Figure 4-4: Erreurs des rotations autour des axes globaux.

4.2 Résultats cliniques

Cette section présente les résultats cliniques utilisant les techniques présentées ci-dessus chez 22 patients scoliootiques dont les vertèbres ont été numérisées durant leur chirurgie par instrumentation C-D. Les modèles pré-opératoires radiographiques ont ensuite été construits avec les 6 repères anatomiques standard et le nouveau dictionnaire de primitives ainsi que le module de correction ont été appliqués, puis l'algorithme ICP a été utilisé avec des surfaces représentées par des grilles. Ces choix ont été déterminés à l'aide des résultats de l'étude de validation (section 4.1)

Le recalage per-opérateur a été réalisé avec les mesures per-opératoires prises avant la mise en place de l'instrumentation chirurgicale. Les mesures per-opératoires post-instrumentation ont par la suite été recalées aux modèles pré-instrumentation en utilisant un recalage points-points, puisque les mêmes points ont été numérisés avant et après l'instrumentation.

4.2.1 Rappel des hypothèses et des indices cliniques mesurés

Deux hypothèses cliniques doivent être vérifiées (section 1.3), la première voulant qu'il existe un patron des déplacements vertébraux associé à la chirurgie C-D et la deuxième voulant que la manœuvre de dérotation induise peu de dérotation axiale des vertèbres, mais plutôt une translation des segments de la colonne.

Afin de vérifier ces hypothèses, les différences pré et post-instrumentation des indices cliniques suivants ont été calculés: les angles de Cobb dans les plans PA et de déformation maximale, l'orientation du plan de déformation maximale, les rotations pré et post-instrumentation (frontales, sagittales et axiales), les translations des centres des vertèbres (centre des pédicules) et les différences de rotations entre deux niveaux vertébraux successifs. Certains résultats ont ensuite été regroupés par type de courbe scoliothique, par vertèbres limites et apicales, ainsi que par vertèbres thoraciques et lombaires. Les moyennes ont été comparées à l'aide de tests de Student en posant le seuil significatif à 5%.

4.2.2 Résultats des analyses statistiques

4.2.2.1 *Position du patient par rapport au référentiel du numériseur BIRD*

Les mesures per-opératoires sont effectuées dans un référentiel associé au numériseur *BIRD* et sont ensuite exprimées dans le référentiel global pré-opératoire après le recalage points-surfaces. Le modèle 3D per-opératoire post-instrumentation correspond donc à la colonne du patient couché ayant subi l'instrumentation et exprimé dans le référentiel global, qui lui représente le sujet en position debout dans l'appareil de positionnement radiographique. Dans le plan frontal, la courbe devrait être alignée, c'est-à-dire que la courbe s'ajusterait bien à une droite, et elle devrait donc être verticale,

l'orientation entre la droite ajustée projetée dans le plan frontal et la verticale devrait alors s'approcher de zéro.

Une droite est ajustée par régression linéaire à chaque courbe post-instrumentation pour vérifier si les colonnes instrumentées sont droites et verticales. La moyenne et l'écart-type des orientations des droites d'ajustement sont de respectivement de $10,9^{\circ} \pm 7,8^{\circ}$. Treize des vingt-deux courbes instrumentées peuvent être modélisées par une droite en posant le seuil significatif à 5% ce qui indique que dans plusieurs cas la scoliose n'a pu être corrigée complètement. Quatre des droites d'ajustement ont 5 degrés d'orientation, 11 droites sont comprises entre 5 et 10 degrés et 4 droites sont comprises entre 10 et 15 degrés. L'orientation moyenne de ces droites d'ajustement est de $7,8^{\circ} \pm 3,0^{\circ}$. Ces résultats peuvent s'expliquer soit par un débalancement réel de la colonne, soit par une mauvaise orientation de l'axe Z per-opératoire, qui elle peut être due à une mauvaise orientation du patient par rapport au *BIRD*. En effet, l'orientation des axes du référentiel global est déterminée par la position de l'émetteur du numériseur *BIRD* par rapport au patient. Cet émetteur étant placé au début de la chirurgie, la position du patient par rapport à l'émetteur peut avoir changé durant la procédure et ainsi induire une erreur dans l'estimation des indices vertébraux relatifs à ce système d'axes.

Afin de vérifier si l'orientation des droites d'ajustement ainsi estimée est due à une mauvaise orientation, le déjettement a été calculé à partir des modèles 3D post-opératoires. Le déjettement moyen ($2,0^{\circ} \pm 1,5^{\circ}$) ne peut expliquer à lui seul l'orientation des droites d'ajustement. En effet, lorsque pour chaque patient, le déjettement est soustrait à l'orientation de la droite d'ajustement, l'orientation moyenne demeure assez importante ($5,6^{\circ} \pm 3,6^{\circ}$). Il semble donc que la position variable du patient par rapport à l'émetteur soit une source d'erreur importante.

Glossop et coll. (1997) ont réalisé une étude ayant pour but d'évaluer les déplacements (translations uniquement) d'un patient dus à la respiration et aux

manœuvres chirurgicales (dissection des tissus mous, ostéotomie, etc.). Ils ont ainsi estimé que la respiration pouvait causer des déplacements allant jusqu'à 1,3mm et que si les mesures étaient réalisées lors des pics de respiration, qui durent en moyenne 3 secondes, ces déplacements pouvaient être réduits jusqu'à 0,1 à 0,2mm. Ils ont aussi estimé que les déplacements dus aux manœuvres chirurgicales pouvaient causer des déplacements très importants, allant jusqu'à 12mm. Il est évident que le chirurgien ne prend aucune mesure durant ces manœuvres, mais celles-ci peuvent tout de même déplacer le patient par rapport à l'émetteur et donc changer les directions des axes globaux per-opératoires. Ces changements de direction ajoutent une erreur aux coordonnées des points numérisés durant la chirurgie, et une fois le recalage réalisé, aux modèles 3D pré-opératoires à partir desquels les indices régionaux et vertébraux sont calculés.

4.2.2.2 Indices régionaux

L'angle de Cobb calculé dans plusieurs plans est l'indice régional le plus communément utilisé par les cliniciens afin de caractériser simplement et objectivement l'importance d'une scoliose. De plus, l'orientation du plan de déformation maximale mesuré par rapport au plan frontal est un des indices les plus pertinents pour quantifier la correction 3D du rachis. La figure 4-5 illustre les angles de Cobb mesurés dans divers plans (frontal, sagittal et plan de déformations maximale) et l'orientation du plan de déformations maximale calculés avec les modèles pré-opératoires, per-opératoires (pré et post-instrumentation) et post-opératoires. Les valeurs de ces angles sont contenues dans le tableau XV de l'annexe F1.

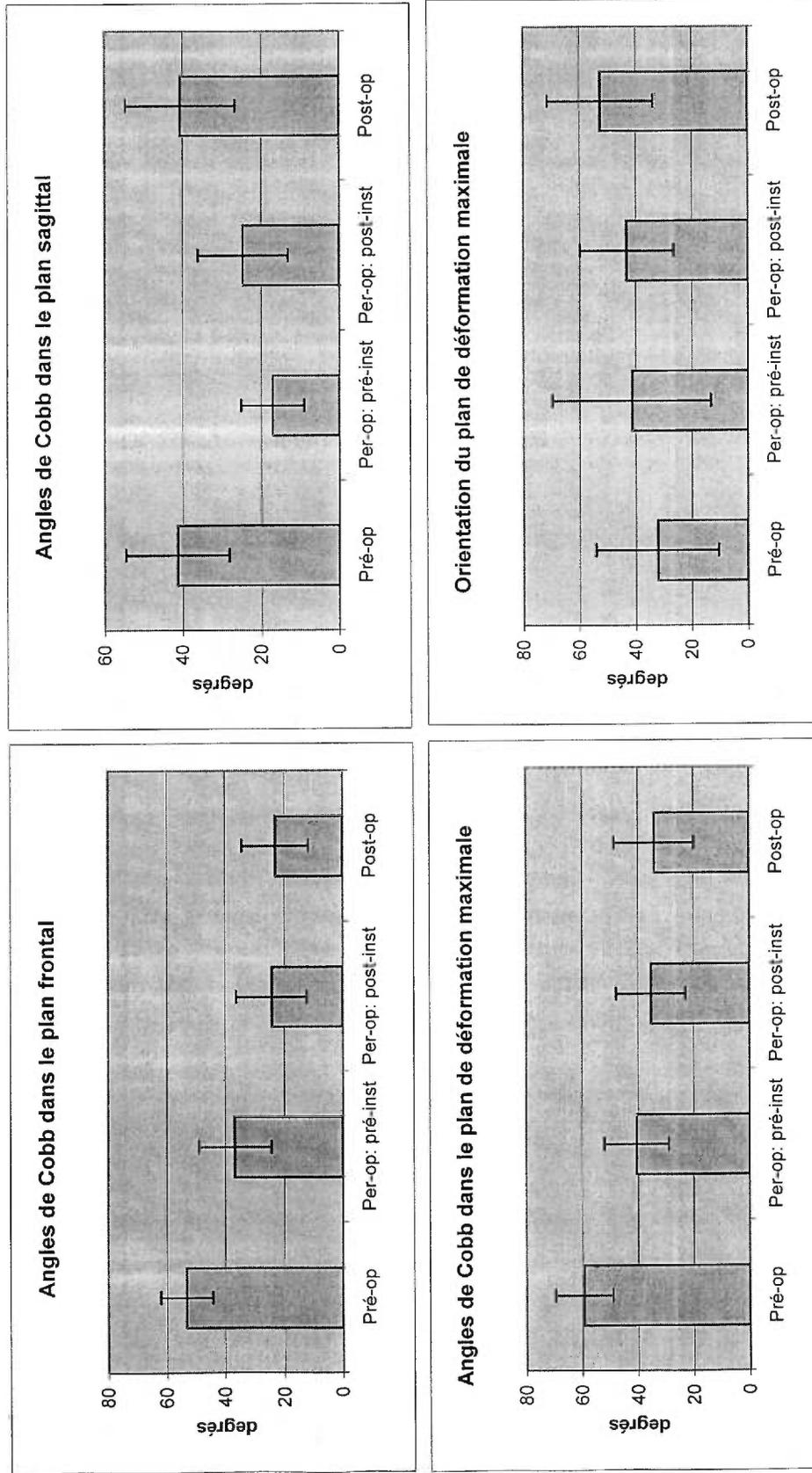


Figure 4-5: Indices régionaux pré-opératoires, per-opératoires (pré et post-instrumentation) et post-opératoires.

On observe d'abord que la chirurgie corrige les courbes scoliotiques dans le plan frontal, ainsi que dans le plan de déformation maximale puisqu'il y a une diminution significative des angles de Cobb dans le plan frontal (différence pré-post-opératoire moyenne de $29,4^{\circ} \pm 10,5^{\circ}$, $p=3,3 \cdot 10^{-7}$); une diminution significative des angles de Cobb dans le plan de déformation maximale (différence pré-post-opératoire moyenne de $24,4^{\circ} \pm 13,9^{\circ}$, $p=5,6 \cdot 10^{-9}$); ainsi qu'une augmentation significative de l'orientation du plan de déformation maximale (différence pré-post-opératoire moyenne de $21,6^{\circ} \pm 25,9^{\circ}$, $p=0,0004$), ce plan s'orientant d'avantage vers le plan sagittal.

La deuxième observation concerne la valeur moyenne des indices qui varie selon le simple fait de positionner les patients sur la table d'opération. En effet, l'angle de Cobb dans les plans frontal et de déformation maximale diminuent de manière significative selon la position avant l'instrumentation (différences pré-opératoires/pré-instrumentation moyennes de respectivement $16,1^{\circ} \pm 9,9^{\circ}$ et $18,2^{\circ} \pm 10,5^{\circ}$; pour des p de respectivement $4,5 \cdot 10^{-8}$ et $4,7 \cdot 10^{-9}$). Avant même que le chirurgien n'ait installé l'instrumentation, la scoliose du patient semble moins importante. L'orientation du plan de déformation maximale se comporte de manière différente. En effet, tandis que la différence moyenne entre les valeurs pré-post- instrumentation n'est pas significative ($1,9^{\circ} \pm 32,0^{\circ}$, $p=0,76$), la différence moyenne entre les valeurs pré-post-opératoires est significative ($21,6^{\circ} \pm 25,9^{\circ}$, $p=0,0004$), ce qui indique qu'il y a bien une correction de l'orientation. Ces points suggèrent que durant la chirurgie, avant l'instrumentation, le chirurgien risque de sous-estimer la correction qu'il doit induire à la colonne du sujet, et que suite à l'instrumentation, il risque plutôt de sous-estimer la correction qu'il a induite et qu'il ne pourra réellement évaluer que lorsque le sujet sera en position debout.

4.2.2.3 Indices vertébraux

Une colonne vertébrale normale est relativement droite dans le plan frontal, c'est-à-dire que les centres des vertèbres, ainsi que les apophyses épineuses sont alignés dans le plan frontal parallèlement à la verticale, tandis qu'elle possède une cyphose et une lordose dans le plan sagittal. La correction d'une courbe scoliothique dans le plan frontal implique donc une minimisation par translation latérale de la distance entre le centre des vertèbres (centres des pédicules) et l'axe Z global (distance latérale) ; une minimisation par rotation frontale des angles autour de l'axe X global (angle frontal) et une minimisation par rotation axiale des angles autour de l'axe Z local (angle axial). Dans le plan sagittal, les courbes physiologiques normales (la cyphose et la lordose) doivent être rétablies par une translation en X (translation antéro-postérieure) et une rotation autour de l'axe Y (rotation sagittale). Les rotations axiales sont exprimées dans le référentiel local de la vertèbre, tandis que les autres rotations et les translations présentées dans cette section sont exprimées dans le référentiel global (figure 2-5).

La correction d'une courbe scoliothique peut être réalisée entre autres par des translations latérales (Y) et des rotations frontales et axiales (X et Z) qui peuvent être positives ou négatives, selon que la courbe scoliothique est gauche ou droite. Les valeurs absolues de ces indices quantifient plutôt les corrections induites par l'instrumentation tandis que les valeurs brutes quantifient les déplacements vertébraux. Ceci est illustré à la figure 4-6. Par exemple, une vertèbre ayant un angle frontal de -13° et qui subit une rotation de 18° , n'a en fait été corrigée que de 8° , puisqu'il lui reste encore 5° d'angle frontal. En effet, pour que l'angle frontal de cette vertèbre soit totalement corrigé, il faut que l'angle frontal final soit nul, et dans ce cas la vertèbre aurait dû subir une rotation frontale de 13° . Ce phénomène s'applique aussi à la rotation axiale, et à la déviation latérale.

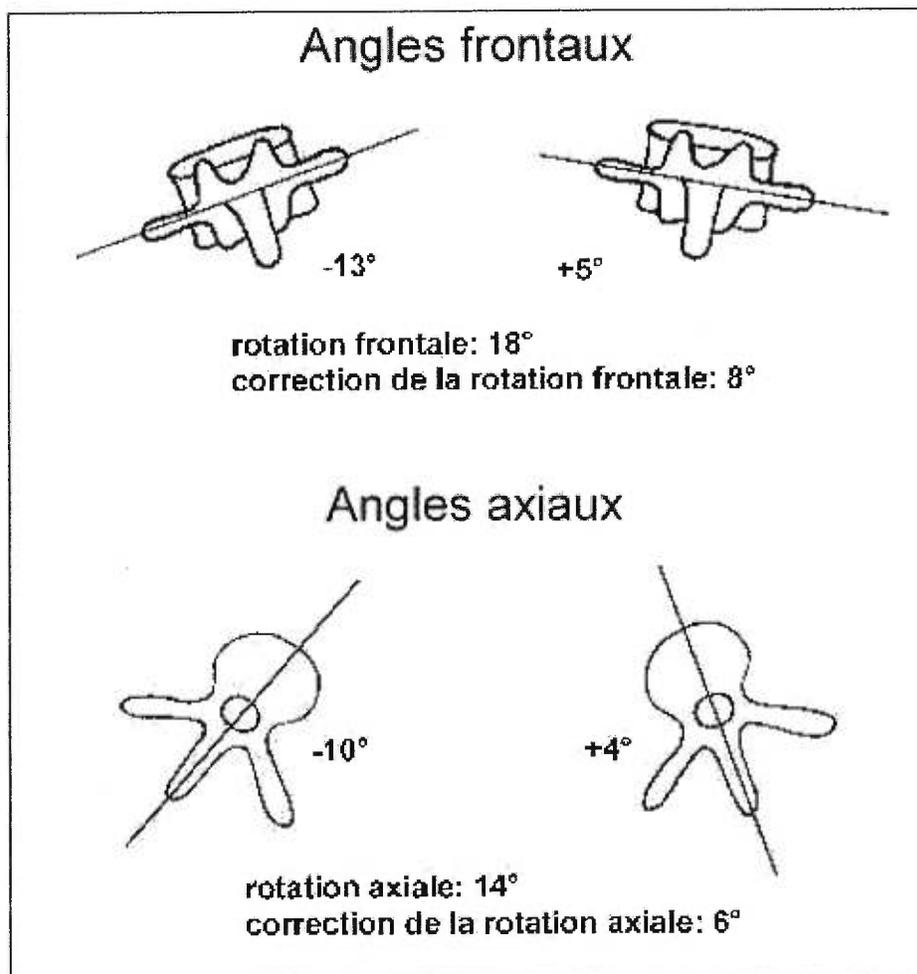


Figure 4-6: Différence entre les rotations réelles frontales et axiales et les corrections de ces rotations.

Les tableaux XVI, XVII, XVIII et XIX (annexe F2) présentent respectivement les translations et rotations vertébrales pour toutes les courbes confondues, les rotations vertébrales regroupées par type de courbes et finalement les rotations vertébrales des vertèbres apicales et limites. Il ressort de tous ces résultats que les rotations axiales et les corrections des rotations frontales sont significatives pour les types de courbes principaux (pour lesquels il y a suffisamment d'échantillons) et pour toutes les courbes confondues. De plus, les rotations sagittales sont significatives pour les types de courbes principaux.

Lorsque toutes les courbes sont confondues, il est difficile d'interpréter les translations et rotations moyennes, car elles sont effectuées dans un sens ou dans l'autre (elles peuvent donc être positives ou négatives), ce qui a tendance à réduire les moyennes et à augmenter les écarts-types. Les tests de Student pairés permettent par contre de dire si les différences (pré et post-instrumentation) sont significatives.

Les translations et rotations des vertèbres apicales, limites supérieures et inférieures sont calculées pour les courbes thoraciques droites et thoraciques droites-lombaires gauches et présentées au tableau XIX de l'annexe F2, accompagnées d'une analyse plus détaillée.

La figure 4-7 schématise dans quelle direction s'effectuent les translations et rotations vertébrales pour les niveaux anatomiques correspondant aux vertèbres limites et apicales, pour les courbes thoraciques droites et thoraciques droites-lombaires gauches.

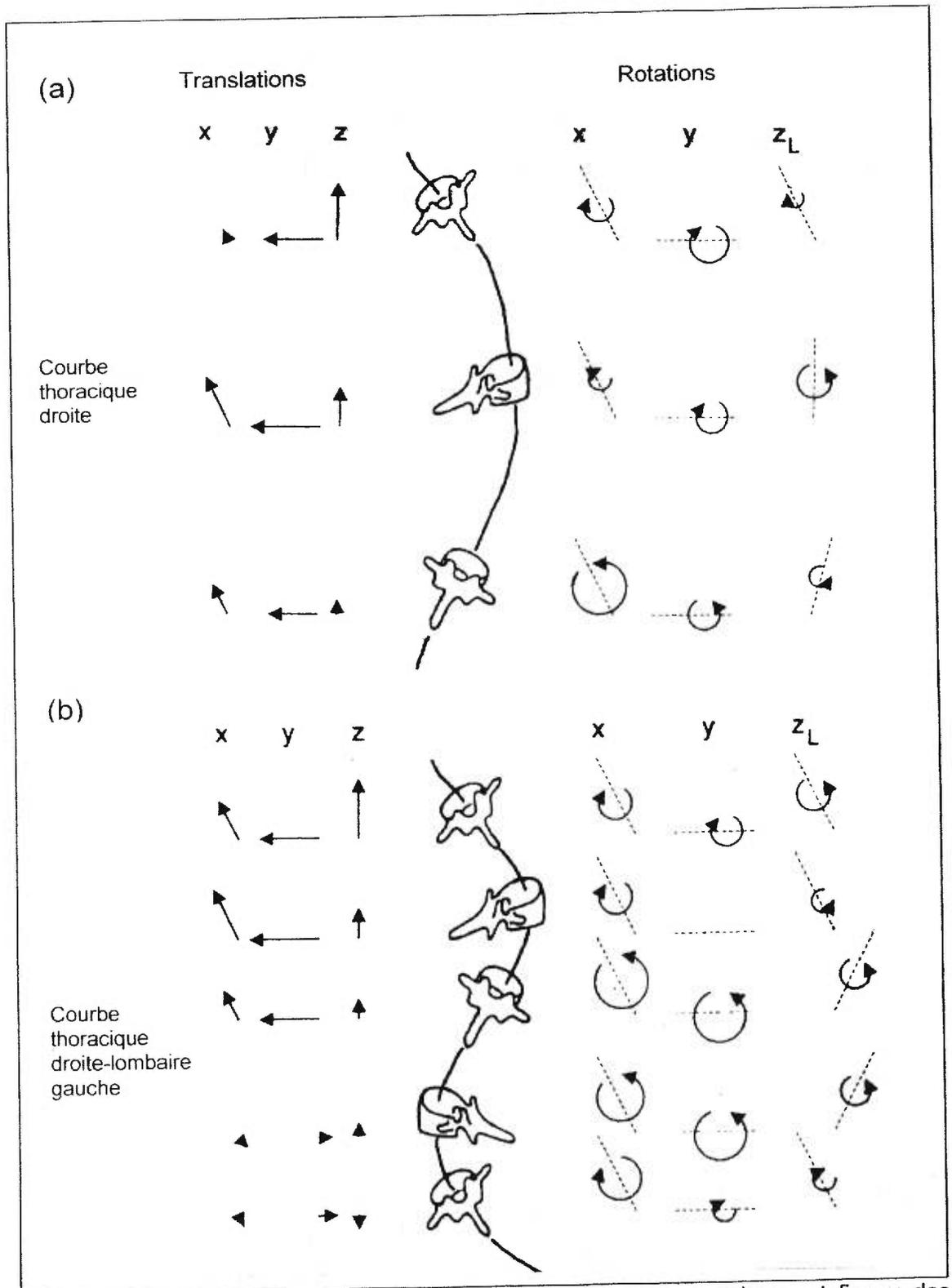


Figure 4-7: Schémas des translations et rotations des niveaux apicaux et finaux des courbes thoraciques droites (a) et thoraciques droites-lombaires gauches (b). La longueur des flèches est proportionnelle à l'amplitude des translations et rotations.

Les points saillants de cette analyse sont les suivants :

1. les translations et rotations vertébrales diffèrent selon le niveau vertébral ;
2. les rotations frontales et sagittales des vertèbres limites supérieures et inférieures sont effectuées en sens inverse ;
3. pour les courbes thoraciques droites et les segments thoraciques des courbes thoraciques droites-lombaires gauches :
 - 3.1. les translations latérales et antéro-postérieures sont maximales au niveau apical ;
 - 3.2. les rotations frontales et sagittales sont minimales au niveau apical ;
 - 3.3. les translations céphalo-caudales sont maximales au niveau des vertèbres limites supérieures ;
 - 3.4. les rotations sagittales des courbes simples sont maximales au niveau des vertèbres limites supérieures, tandis que pour les courbes doubles elles sont maximales au niveau des vertèbres limites inférieures ;
4. pour les segments lombaires thoraciques des courbes thoraciques droites-lombaires gauches :
 - 4.1. toutes les translations et rotations sont maximales au niveau des vertèbres limites supérieures ;
 - 4.2. les translations sont presque nulles en descendant à partir du niveau apical ;
5. il ne semble pas possible d'extraire de tendance cohérente du comportement de la rotation axiale.

De ces observations on peut tirer les conclusions suivantes :

- les vertèbres subissent bien des mouvements individuels (points 1 et 2);
- les segments thoraciques des courbes doubles se comportent de manière similaire aux courbes thoraciques simples (points 3.1 et 3.2) ;

- il y a étirement de la colonne (point 3.3) ;
- les segments lombaires des courbes doubles entraînent probablement la partie inférieure des segments thoraciques (point 3.4) ;
- les segments lombaires des courbes doubles sont moins mobiles que les segments thoraciques ou que les courbes simples thoraciques (point 4) ;
- la rotation axiale ne semble pas obéir à un patron quelconque (devra être confirmé avec les rotations intervertébrales axiales).

Les rotations frontales et sagittales calculées dans cette section étaient exprimées dans le référentiel global, il s'agit donc de différences de rotations projetées dans ce référentiel qui peuvent être influencées par les mouvements du patient durant la chirurgie. La section suivante analysera un indice qui sera indépendant du référentiel global et donc des mouvements du patient. Il sera par exemple utile de vérifier s'il y a en fait des rotations intervertébrales frontales et axiales significatives, c'est-à-dire si les différences de rotations entre deux vertèbres successives, exprimées dans le référentiel local de la vertèbre inférieure, et calculées avant et après la manœuvre de dérotation de la tige sont significativement différentes.

4.2.2.4 Indices intervertébraux

Wood et coll.(1991) et Labelle et coll. (1995b) ont émis l'hypothèse du mouvement en bloc des segments instrumentés de la colonne dans le cadre d'une étude comparant les mesures pré et post-opératoires, impliquant que les segments instrumentés subissent des translations et des rotations égales à tous les niveaux vertébraux instrumentés. Cette hypothèse a ensuite été infirmée par Willers et coll. (1996), ainsi que par Sawatzky et coll. (1998), qui ont estimé que les vertèbres subissaient plutôt des déplacements

individuels. Si cela était le cas, les différences de rotations locales entre deux vertèbres successives avant et après la l'instrumentation seraient significatives.

Les tableaux XX et XXI présentés dans l'annexe F3 contiennent les rotations intervertébrales frontales et axiales regroupées par type de courbes et par type de vertèbres. De leur observation, on peut retenir que les différences pré et post-instrumentation de ces rotations regroupées par type de courbes, par type de vertèbres, ou pour toutes les courbes confondues ne sont jamais significatives. Finalement, les rotations intervertébrales moyennes ont été calculées pour les vertèbres limites et apicales (tableau XXIII de l'annexe F3). Le tableau XI présente à quel niveau se trouvent les translations et rotations vertébrales et les rotations intervertébrales minimales et maximales.

On observe plus de différences entre les rotations intervertébrales des courbes thoraciques simples (thoraciques droites) et les segments thoraciques des courbes doubles (thoraciques droites-lombaires gauches) que lors de l'analyse des translations et rotations vertébrales. Par exemple, les rotations intervertébrales sont toujours minimales au niveau apical dans le cas des courbes thoraciques droites, tandis qu'elles sont minimales au niveau des vertèbres limites supérieures dans le cas des segments thoraciques des courbes thoraciques droites-lombaires gauches. Les niveaux pour lesquels les rotations intervertébrales sont maximales diffèrent selon le type de rotation et selon le type de courbe.

Tableau XI: Niveaux correspondant aux translations, rotations vertébrales et rotations intervertébrales minimales et maximales pour les courbes thoraciques droites et thoraciques droites-lombaires gauches.

Types de courbes	Vertèbres	Translations vertébrales	Rotations vertébrales	Rotations intervertébrales
Thoraciques droites	Limites sup.	Tz max Tx min	Ry max Rz min	Rlx, Rly max
	Apicales	Tx, Ty max	Rz max Rx, Ry min	Rlx, Rly, Rlz min
	Limites inf.	Ty, Tz min	Rx max	Rlz max
Segments thoraciques des courbes thoraciques droites-lombaires gauches	Limites sup.	Tz max	Rz max	Rlx, Rlz max
	Apicales	Tx, Ty max	Rx, Ry, Rz min	Rly max
	Limites inf.	Tx, Ty, Tz min	Rx, Ry max	Rlx, Rly, Rlz min
Segments lombaires des courbes thoraciques droites-lombaires gauches	Limites sup.	Tx, Ty, Tz max	Rx, Ry, Rz max	Rly, Rlz max Rlx min
	Apicales	Tx, Ty, Tz des vertèbres apicales et limites inf.		Rlx max
	Limites inf.	sont équivalentes.	Rx, Ry, Rz min	Rly, Rlz min

Tx, Ty, Tz : translations vertébrales antéro-postérieures, latérales et céphalo-caudales
 Rx, Ry, Rz : rotations vertébrales frontales, sagittales et axiales
 Rlx, Rly, Rlz : rotations intervertébrales frontales, sagittales et axiales

Tout comme dans le cas des translations et rotations vertébrales, les segments lombaires des courbes thoraciques droites-lombaires gauches se comportent différemment puisque les rotations intervertébrales sagittales et axiales sont minimales au niveau apical et maximales au niveau des vertèbres limites supérieures, tandis que les rotations intervertébrales frontales sont maximales au niveau apical. Les différences entre les rotations intervertébrales selon les niveaux sont importantes dans le cas des courbes thoraciques droites et des segments thoraciques des courbes thoraciques droites-lombaires gauches. Le fait que les différences entre les rotations intervertébrales selon les niveaux soit moins importantes dans le cas des segments lombaires des courbes thoraciques droites-lombaires gauches confirme que les segments lombaires des courbes doubles sont moins mobiles que les segments thoraciques ou que les courbes simples thoraciques (section 4.2.2.3). Les différences de rotations intervertébrales entre les niveaux confirment de plus qu'il y a bien des déplacements vertébraux individuels. Les erreurs d'estimation des rotations intervertébrales sont particulièrement importantes et il est donc nécessaire d'être prudent dans l'interprétation de ces rotations. Il est donc nécessaire de se baser sur des tests statistiques qui tiennent compte de leur dispersion (par l'entremise de l'écart-type) lors de la comparaison des rotations pré et post-instrumentation.

Tandis que certains résultats de la présente étude clinique ne permettent pas d'infirmer l'hypothèse du mouvement en bloc des segments instrumentés, d'autres indiquaient clairement que des mouvements individuels étaient induits par l'instrumentation C-D. Les erreurs importantes des estimations des indices (différences pré-post-instrumentation des translations et rotations vertébrales ainsi que des rotations

intervertébrales) ainsi que leurs faibles valeurs suggèrent donc de nuancer la conclusion de Willers et coll. (1996) et de Sawatzky et coll. (1998) qui rejetaient l'hypothèse du mouvement en bloc. Il semble plutôt que le principal mouvement des courbes instrumentées soit une translation auquel se superposent des déplacements vertébraux individuels moins importants. L'amplitude et le sens de ces déplacements dépendent du type de courbe.

Dans les plans sagittal et axial, les différences entre les courbes thoraciques droites et les segments thoraciques des courbes thoraciques droites-lombaires gauches sont plus importants. Dans le plan sagittal, les translations antéro-postérieures (T_x) sont maximales au niveau apical pour les deux types de courbes, mais sont respectivement minimales au niveau des vertèbres limites supérieures et inférieures. Il est normal que dans le cas des courbes thoraciques droites-lombaires gauches, les translations antéro-postérieures soient minimales au niveau des vertèbres limites inférieures, car dans ce plan les segments lombaires sont entraînés dans l'autre direction, ce qui limite les déplacements des vertèbres limites inférieures. Les rotations vertébrales et intervertébrales sagittales (R_y , R_{ly}) des courbes thoraciques droites sont minimales au niveau apical et maximales au niveau des vertèbres limites supérieures, les rotations vertébrales sagittales (R_y) des segments lombaires des courbes thoraciques droites-lombaires gauches sont minimales au niveau apical et maximales au niveau des vertèbres limites inférieures, les rotations intervertébrales sagittales sont plutôt maximales au niveau apical et minimales au niveau des vertèbres inférieures.

Les rotations axiales semblent se comporter de manière moins cohérente. En effet, tandis que les rotations axiales des courbes thoraciques droites sont minimales au niveau des vertèbres limites supérieures et maximales au niveau apical, celles des segments thoraciques des courbes thoraciques droites-lombaires gauches sont à l'inverse

minimales au niveau apical et maximales au niveau des vertèbres limites supérieures. Les rotations axiales intervertébrales des courbes thoraciques droites sont tant qu'à elles minimales au niveau apical et maximales au niveau des vertèbres limites inférieures, tandis que celles des segments thoraciques des courbes thoraciques droites-lombaires gauches sont minimales au niveau des vertèbres limites inférieures et maximales au niveau des vertèbres limites supérieures.

Les segments lombaires des courbes thoraciques droites-lombaires gauches se comportent différemment des deux autres types de courbes analysés ci-haut. En effet, toutes les rotations vertébrales sont minimales au niveau des vertèbres limites inférieures et les translations et rotations vertébrales sont maximales au niveau des vertèbres limites supérieures, ce qui indique qu'il y a de moins en moins de déplacements au niveau lombaire lorsqu'on se rapproche du bassin. Les rotations intervertébrales frontales sont minimales au niveau des vertèbres limites supérieures et maximales au niveau apical, tandis que les rotations intervertébrales sont minimales au niveau apical et maximales au niveau des vertèbres limites supérieures.

Finalement, il faut rappeler que les rotations frontales et sagittales des vertèbres limites supérieures sont toutes opposées à celles des vertèbres limites inférieures, et ce pour tous les types de courbes. Dans le cas des segments lombaires des courbes thoraciques droites-lombaires gauches, les rotations axiales des vertèbres limites supérieures sont aussi opposées à celles des vertèbres limites inférieures.

4.3 Discussion générale

Le système de suivi per-opératoire développé dans le cadre de cette thèse offre, entre autres, l'avantage d'utiliser une technologie simple, transportable, peu coûteuse et qui peut être facilement adaptable à d'autres problématiques. Les systèmes de suivi

basés sur des mesures per-opératoires nécessitent souvent un matériel qui doit être fixé, tel que les systèmes photogrammétriques (Godillon et coll., 1995 ; Sawatzky et coll., 1998), ou les systèmes optiques (Lavallée et coll., 1995 ; Nolte et coll., 1995 ; Simon et coll., 1995 ; Glossop et Hu, 1997 ; Lecire et coll., 1999 ; Liu et coll., 1997) qui requièrent parfois des calibrages complexes. Cependant, chaque série de prises de mesures n'augmente pas les radiations auxquelles sont exposées les patients, contrairement aux systèmes stéréoradiographiques per-opératoires (Chériet et coll., 1999).

La plupart des systèmes de suivi basés sur des mesures per-opératoires requièrent soit la numérisation d'un grand nombre de points (Lavallée et coll., 1995 ; Simon, 1995), soit la numérisation de quelques points précis (Amiot et coll., 1995 ; Nolte et coll., 1995 ; Glossop et Hu, 1997 ; Lui et coll., 1997 ; Durdle et coll., 1999 ; Lecire et coll., 1999). La méthode développée dans le cadre de cette thèse est en fait une méthode hybride qui requiert la numérisation d'un faible nombre de points, à choisir sur des surfaces pré-définies, laissant une certaine liberté au chirurgien, qui peut ainsi réaliser une numérisation rapide. Étant donné qu'un nombre peu élevé de points numérisés diminue le temps nécessaire au traitement des données per-opératoires, il sera éventuellement possible de réaliser ce traitement en temps réel permettant ainsi au chirurgien de visualiser la colonne en 3D directement à l'écran durant la chirurgie. De plus, les mesures prélevées sur les modèles 3D per-opératoires sont du même type que celles calculées sur les modèles pré et post-opératoires, ce qui fournit une meilleure comparaison des indices cliniques pré, per et post-opératoires, et permet une visualisation 3D de la colonne avant, pendant et après la correction.

De plus, le système pourrait facilement être utilisé pour le suivi de différentes structures anatomiques dans le cadre de plusieurs autres applications. Par exemple, il pourrait être jumelé à des mesures échographiques permettant de suivre des points

internes à partir de mesures externes (sur la peau). Pour cela, un émetteur d'ultrasons pourrait être fixé au numériseur 3D, afin de mesurer la distance entre un point sur l'os et l'extrémité du numériseur sur la peau. La distance entre la peau et l'os est alors un décalage qui est tenu en compte dans le calcul des coordonnées du numériseur 3D. Un prototype basé sur ce principe a déjà été réalisé dans le cadre d'un projet de cours et s'est avéré applicable dans un contexte chirurgical (Brodeur et coll., 1994).

4.3.1 Validation du système de suivi per-opératoire

Plusieurs études de validation de systèmes de suivi des déplacements vertébraux, dont les résultats ont été publiés, ont été réalisées dans le but d'analyser l'effet des mouvements des patients durant la prise de mesures per-opératoires (Glossop et Hu, 1997) ; d'estimer la précision des mesures per-opératoires (Chérier et coll., 1999 ; Dufour et coll., 1999 ; Lecire et coll., 1999) ou d'estimer l'erreur de mesures des déplacements vertébraux (Liu et coll., 1997 ; Mac-Thiong, 1997 ; Durdle et coll., 1999). Les études de Durdle et coll. (1999) et de Liu et coll. (1997) évaluaient des systèmes optiques de suivi des déplacements vertébraux, tandis que celle de Mac-Thiong complétait la présente étude.

L'étude clinique réalisée dans le cadre de cette thèse, a été précédée d'une importante étude de validation, qui a permis en un premier temps de choisir les traitements informatiques les plus performants, en terme d'erreur et de temps d'exécution, et en un deuxième temps d'analyser les erreurs des positions et rotations estimées par la méthode, afin d'évaluer non seulement l'ordre de grandeur de ces erreurs, mais aussi de connaître leur origine.

Les composantes du système de suivi per-opératoire ont donc été évaluées séparément, puis l'erreur globale de l'ensemble a été estimée. Le système contient les

composantes suivantes : la construction du modèle 3D ; la construction de la représentation surfacique ; le traitement des mesures per-opératoires. La première étape a déjà été validée par Aubin et coll. (1997) . Dans le cadre de la deuxième étape, une étude de validation a eu pour but d'évaluer la paramétrisation. Enfin, la troisième étape durant laquelle le recalage points-surfaces permet d'exprimer le modèle 3D pré-opératoire de chaque vertèbre dans le référentiel per-opératoire a fait l'objet d'une étude de validation à l'aide d'une simulation des mesures per-opératoires. Ces simulations permettaient de faire varier plusieurs paramètres (algorithme de recalage, type de représentation surfacique, précision du numériseur, etc.). Finalement, des mesures réalisées sur une colonne sèche ont permis de valider le système de suivi dans son ensemble.

Toutes les analyses des tests statistiques réalisés lors des études de validation ont été effectuées en tenant compte du fait que les distributions n'étaient pas parfaitement normales, comme c'est généralement le cas en expérimentation, et que les variables n'étaient pas complètement indépendantes. En fait, les tests n'ont été effectués que dans le cas où des tendances claires étaient observables (ensuite confirmées par les résultats des tests) et où le nombre d'échantillons était élevé ($n > 100$).

La validation de la paramétrisation a permis de démontrer que l'algorithme développé permet de modéliser des petites surfaces, sans point de contrôle et pour lesquelles les points connus ne sont pas équidistants. Les distances moyennes d'adéquation entre les points des grilles et les points les plus proches sur les surfaces modélisées étaient inférieures au demi millimètre pour toutes les vertèbres et surfaces, sauf dans le cas des vertèbres T4, T11 et L2 et des surfaces situées sur les apophyses transverses droites, pour lesquels cas, les distances d'adéquation étaient inférieures au millimètre. Cette méthode, ayant un effet de lissage, fonctionne bien pour des surfaces à

la géométrie simple. Son utilisation est donc plus pertinente dans certains contextes industriels que dans un contexte médical, où les surfaces sont généralement irrégulières. La validation par simulation et par des mesures sur une colonne sèche ont confirmé ce dernier point.

La validation par simulation a ainsi permis de comparer deux types de représentation surfacique (grilles versus paramétriques), deux algorithmes de recalage points-surfaces (ICP versus minimisation des distances points-surfaces), dix combinaisons de points numérisés (combinaisons comprises dans les points du protocole plus quatre points supplémentaires). Finalement, les erreurs de localisation des points numérisés et des repères anatomiques sur les modèles 3D per-opératoires (qui consistent en les modèles 3D pré-opératoires transformés) ont été décomposées selon les axes X, Y et Z globaux (directions antéro-postérieures, sagittales et céphalo-caudales).

La validation par simulation a ainsi permis de démontrer la supériorité pour des applications médicales, de la représentation surfacique par des grilles de points, tant en terme de précision du recalage qu'en terme de durée d'exécution.

La validation par simulation a ensuite démontré que dans le cas de surfaces représentées par des grilles de points, les deux algorithmes de recalage points-surfaces donnaient des précisions équivalentes, mais que l'algorithme ICP était un peu plus rapide. Besl et MacKay (1992) ont d'ailleurs démontré mathématiquement que l'algorithme ICP convergeait plus rapidement que la minimisation des distances points-surfaces. Il a ensuite été démontré que lorsque dix échantillons sont pris pour une même mesure, la précision de recalage obtenue avec deux numériseurs magnétiques *BIRD* de précisions différentes ($\pm 1,0$ et $\pm 2,5$ mm) ne variait pas. De plus, il s'est avéré, grâce à la

validation par simulation, que la localisation des points numérisés étaient plus importante que leur nombre.

La décomposition dans les directions antéro-postérieures, latérales et céphalo-caudales des erreurs de localisation a donné les résultats suivants : l'erreur de localisation des points numérisés était plus importante dans les directions céphalo-caudales que dans les directions antéro-postérieures et latérales (ces différences sont dues à la géométrie des vertèbres qui permet de mieux fixer les mouvements vertébraux antéro-postérieurs et sagittaux que les mouvements céphalo-caudaux), tandis que pour les repères anatomiques, l'erreur antéro-postérieure était à peu près égale à l'erreur céphalo-caudale, et un peu plus faible que l'erreur latérale. Il faut rappeler ici que les transformations locales entre les référentiels pré et per-opératoires sont calculées à partir des points numérisés, situés sur la partie postérieure des vertèbres, et qu'elles sont ensuite appliquées aux repères anatomiques, qui sont situés sur les parties antérieure et centrale des vertèbres. L'erreur dans le calcul de la matrice de transformation augmente en fait les erreurs antéro-postérieures et sagittales des repères anatomiques.

La validation par des mesures réalisées sur une colonne sèche a confirmé le fait que les deux numériseurs étaient équivalents et aussi le fait que la représentation des surfaces par des grilles de points déformées plutôt que par des fonctions paramétriques améliorerait le recalage points-surfaces. Les différences entre les deux types de représentation surfacique étaient tout de même moins élevée pour cette étude que dans le cas de l'étude de validation par simulation des mesures per-opératoires. La simulation supposait une erreur de modélisation de 2,6mm. Dans les faits, cette erreur était peut-être plus élevée et n'était pas distribuée également selon les axes globaux X, Y et Z.

La validation avec des mesures réelles permettait ainsi d'analyser l'effet de paramètres liés au modèle 3D pré-opératoire. Deux dictionnaires des primitives

anatomiques, trois types de modèle (à 6, 8 et 9 repères anatomiques) et l'application ou non du module de correction ont été comparés. Il a ainsi été démontré que si le module de correction était appliqué au modèle 3D pré-opératoire, il était possible d'utiliser le modèle 3D standard à 6 repères anatomiques, et que dans un tel cas, les deux dictionnaires étaient équivalents. Tout comme lors de la validation par simulation, il a été démontré que la localisation des points numérisés était un facteur plus important que leur nombre. La validation a pu démontrer que le recalage réalisé avec les points du protocole opératoire (5 points par vertèbres thoracique et 6 points par vertèbre lombaire, figure 4-2(a)) peut être amélioré par la numérisation de deux des quatre points supplémentaires aux points du protocole opératoire (à l'intersection des lames et des apophyses épineuses), pour un total de 7 points par vertèbre thoracique et 8 points par vertèbre lombaire (figure 4-2(b)) ou par le remplacement de tous les points sur les apophyses (transverses, articulaires et épineuses) par les quatre points supplémentaires lorsque celles-ci sont abîmées ou inaccessibles, pour un total de 6 points par vertèbre (figure 4-2(c)).

La décomposition des erreurs de localisation des repères anatomiques a permis de constater que l'erreur céphalo-caudale était la plus importante, et ce quelque soit le modèle. Lors de la validation par simulation, l'erreur céphalo-caudale était à peu près égale à l'erreur antéro-postérieure. Cela suggère que l'erreur de modélisation qui était considérée comme étant isotropique lors des simulations, était probablement plus grande dans la direction céphalo-caudale que dans la direction antéro-postérieure et plus grande dans la direction antéro-postérieure que dans la direction sagittale. Une visualisation des colonnes des patients après recalage a d'ailleurs permis d'observer qu'il y avait plusieurs cas d'incohérences géométriques, soit que des vertèbres successives s'encastrent

partiellement, ce qui est probablement dû à l'erreur céphalo-caudale importante combinée aux erreurs sur les rotations.

Les études de validation réalisées dans le cadre de cette thèse, ajoutées à celle réalisée par Mac-Thiong (1997) et basée sur des mesures réalisées sur la même colonne sèche, ont aussi permis d'évaluer les sources d'erreur. C'est ainsi qu'il est possible de faire des recommandations qui amélioreront le système de suivi per-opérateur. Mac-Thiong a montré que le suivi réalisé avec un bras mécanique *MICROSCRIBE* (précision de 0,6mm) utilisant des modèles 3D pré-opérateurs équivalents obtenus par stéréoradiographies à 6 repères anatomiques corrigés pouvait améliorer de 0,6mm le recalage par rapport à celui réalisé avec un numériseur *BIRD* (précision de 2,5mm), la distance moyenne passant de $6,1 \pm 2,7$ mm à $5,5 \pm 2,8$ mm, tandis que les études de validation par simulation et par numérisation sur une colonne sèche réalisées dans le cadre de cette thèse ont montré que les deux numériseurs *BIRD* de précisions différentes (1,0 et 2,5mm) donnaient des recalages de précisions équivalentes. Malgré ces différences, les deux études sont cohérentes, car elles démontrent toutes deux qu'il n'est pas possible d'augmenter beaucoup la précision du système de suivi en utilisant des numériseurs plus précis.

La constatation suivante, cohérente avec les études de validation réalisées dans le cadre de cette thèse, peut être avancée : il est préférable d'appliquer le module de correction qui corrige les coordonnées des repères anatomiques reconstruits plutôt que de numériser des points additionnels aux six repères anatomiques standards sur les radiographies, les repères supplémentaires étant en l'occurrence plus souvent difficilement identifiables. Le meilleur modèle 3D pré-opérateur correspond à celui obtenu par tomographie axiale ($3,5 \pm 1,9$ mm).

À la lumière des résultats obtenus par toutes les études de validation, les points suivants peuvent améliorer le recalage : utilisation de la moyenne de plusieurs lectures pour chaque point à numériser ; numérisation des points supplémentaires situés à l'intersection des lames et de l'apophyse épineuse de chaque vertèbre; intégration des points numérisés durant la chirurgie au modèle 3D; amélioration du dictionnaire des primitives anatomiques. Mac-Thiong (1997) a démontré ce dernier point en réalisant les différents modèles 3D pré-opératoires avec un dictionnaire construit à partir du modèle 3D de tomographie axiale. Dans le cas du modèle stéréoradiographique à six repères anatomiques corrigés, avec les points du protocole numérisés par le *BIRD*, l'erreur de recalage a été diminuée de 1,3mm passant de $6,1 \pm 2,7$ à $4,7 \pm 2,2$ mm avec ce nouveau dictionnaire. Pour appliquer cette méthode, les points servant à construire le dictionnaire ne seraient plus ceux du modèle 3D du spécimen cadavérique puis transformés pour s'adapter aux repères anatomiques, mais pourraient être améliorés à partir d'une tranche de tomographie axiale par vertèbre.

Dans l'étude de Mac-Thiong (1997), le meilleur cas obtenu avec la technologie actuelle (numériseur *BIRD*, modèle 3D de stéréoradiographies à six repères anatomiques corrigés, points du protocole opératoire) produit une erreur de $6,1 \pm 2,7$, tandis qu'avec l'étude réalisée dans le cadre de cette thèse, le meilleur cas obtenu avec la technologie actuelle (numériseur *BIRD*, modèle 3D de stéréoradiographies à six repères anatomiques corrigés, points du protocole opératoire) produit une erreur de $5,1 \pm 1,9$ mm. La différence de 1,0mm entre les deux études pour les cas où la technologie actuelle est utilisée, peut s'expliquer par le fait que la numérisation des repères anatomiques sur des radiographies de l'étude de cette thèse a été réalisée par un technicien en radiologie expérimenté; les mesures avec le numériseur *BIRD* ont été réalisées dans des locaux différents (dans le cas de l'étude de Mac-Thiong certaines interférences électromagnétiques ont pu

influencer davantage les mesures); l'algorithme de recalage a été légèrement amélioré (l'inversion de matrice est maintenant réalisé avec un nouvel algorithme). Les conclusions tirées des deux études sont tout de même similaires et les différences entre les deux ne sont pas significatives.

En résumé, les trois maillons faibles du système de suivi per-opérateur développé dans le cadre de cette thèse sont la précision des mesures per-opératoires, le choix (localisation et nombre) des points à numériser, mais surtout la qualité du modèle 3D pré-opérateur. Liu et coll. (1997) confirment d'ailleurs que les modèles 3D réalisés à partir de stéréoradiographies produisent des erreurs importantes. Ils justifient ainsi leur choix de développer un système de suivi des déplacements vertébraux qui ne requière pas la réalisation d'un modèle 3D de la colonne du patient.

Mac-Thiong (1997) a démontré qu'en utilisant un numériseur per-opérateur plus précis (*MICROSCRIBE* à $\pm 0,6$ mm), l'erreur de recalage des repères anatomiques pouvait être diminuée de 0,3 à 0,6 mm, dans les cas respectifs où les modèles 3D pré-opératoires ont été réalisés via la tomographie axiale ou via les stéréoradiographies à 6 points corrigés. Il a aussi été démontré que la numérisation de deux points supplémentaires permettait de réduire d'un millimètre l'erreur de recalage des repères anatomiques. Finalement, selon l'étude de Mac-Thiong (1997), l'amélioration du modèle 3D pré-opérateur a permis de réduire l'erreur de recalage des repères anatomiques de 2,3 à 2,6mm selon la technologie per-opérateur utilisée (*MICROSCRIBE* versus *BIRD*). Les résultats combinés des deux études de validation permettent donc de penser qu'en numérisant, à l'aide du *MICROSCRIBE*, les points du protocole plus les deux points suggérés, et en utilisant un modèle 3D pré-opérateur de tomographie axiale, il serait possible d'obtenir des erreurs de recalage des repères anatomiques d'un peu moins de

2mm. Cette hypothèse devrait évidemment être vérifiée par une étude de validation complémentaire.

Aubin et coll. (1997) ont estimé que l'erreur des modèles stéréoradiographiques se situait entre 1,7 (pédicules) et 4,9mm (apophyses épineuses et transverses) pour une moyenne de 2,6mm, tandis que l'erreur des modèles de tomographie axiale se situait entre 0,8 (pédicules) et 2,4mm (centre des plateaux vertébraux) pour une moyenne de 1,1mm. Dans un contexte clinique qui exigerait l'irradiation d'un segment rachidien étendu, la tomographie axiale semble exclue. Pourtant, des recherches supplémentaires dans la modélisation 3D pourraient permettre d'obtenir des modèles presque aussi précis, sans impliquer une dose absorbée par le patient aussi importante. Il serait par exemple possible d'intégrer une coupe de tomographie axiale par vertèbre aux modèles stéréoradiographiques, ou d'intégrer les mesures per-opératoires à ces mêmes modèles.

Une autre avenue consisterait à utiliser un dictionnaire de primitives anatomiques (modèle 3D de base d'un spécimen cadavérique obtenu par tomographie axiale, qui est ensuite déformé pour s'adapter aux mesures stéréoradiographiques personnalisées) d'un patient scoliotique. Il serait même possible de posséder quelques uns de ces dictionnaires. Chacun de ces dictionnaires pourrait par exemple être associé à un stade de déformation des vertèbres.

4.3.2 Étude clinique

Le système développé offre l'avantage de baser l'étude des déplacements vertébraux sur des mesures per-opératoires, contrairement à la plupart des études déjà publiées (15 des 18 études recensées dans la revue de littérature) basées sur des mesures pré/post-opératoires. À ce jour seulement trois études publiées étaient basées sur des mesures per-opératoires, soit les études de Labelle et coll. (1995), de Sawatzky

et coll. (1998) et de Ghaneim et coll. (1999). L'évaluation de la correction par des mesures per-opératoires permet d'isoler l'effet de l'instrumentation des effets dus aux changements de la posture et à la position (couchée ou debout). Certains indices cliniques sont en effet très différents selon qu'ils correspondent à une position couchée ou verticale. C'est par exemple le cas de l'orientation du plan de déformation maximale des colonnes instrumentées, qui augmente significativement entre la position couchée ($42,5^{\circ} \pm 15,2^{\circ}$) et la position verticale post-opératoire ($52,6^{\circ} \pm 18,7^{\circ}$), d'autant plus que plusieurs jours peuvent s'écouler entre la chirurgie et la prise de radiographies post-opératoires.

Les études basées sur la comparaison des mesures pré/post-opératoires présentent des conclusions différentes les unes des autres. Certaines concluent qu'il y a peu de dérotation axiale ; c'est le cas des études de Bauer et coll. (1991), Gray et coll. (1991), Wood et coll. (1991), Krismer et coll. (1992), Labelle et coll. (1995b), Moens et coll. (1995), qui est confirmé par les trois études basées sur les mesures per-opératoires (Labelle et coll., 1995; Sawatzky et coll., 1998 ; Ghaneim et coll., 1999). Certaines de ces études ont observé peu de dérotation dans tous les plans, ce qui confirme l'hypothèse du mouvement en bloc des segments instrumentés (Wood et coll., 1991; Labelle et coll., 1995b ; Willers et coll., 1996). Cette conclusion a aussi été confirmée par l'étude réalisée dans le cadre de cette thèse.

Certaines études ont observé que les dérotations axiales étaient significatives dans le cas des vertèbres thoraciques (Perez-Grueso et Bradford, 1981; Labelle et coll., 1995b) ou selon le type de courbes (Boachie-Adjei et Bradford, 1991), tandis que d'autres études ont mesuré des dérotations axiales significatives dans tous les cas (Nagata et coll., 1987 ; Akbarna et coll., 1988 ; Paterson et coll., 1988 ; Ecker et coll. ; 1988; Cundy et coll., 1990 ; Willers et coll., 1996).

En fait, il est difficile de tirer une conclusion claire, premièrement parce que la plupart de ces études ont été réalisées avec des patients en position debout, mais surtout parce que les mesures de dérotation axiale ont été réalisées à l'aide de méthodes différentes et étaient exprimées dans des référentiels différents. L'étude de Boachie-Adjei et Bradford (1991) est basée sur des mesures réalisées avec un torsiomètre, la première étude de Labelle et coll. (1995) basait des calculs de dérotation axiale sur des mesures per-opératoires prises sur l'apophyse épineuse, tandis que la seconde étude de Labelle et coll. (1995b) ainsi que l'étude de Sawatzky (1998) calculaient les rotations axiales à l'aide de points extraits des modèles 3D, et finalement, dans les autres études les rotations étaient calculées à partir de coupes de tomographie axiale. Ces dernières rotations axiales étaient calculées par rapport à un plan de référence, soit le plan sagittal (RA_{sag}) ou par rapport à un plan passant par la ligne médiane (RA_{ml} : angle entre la ligne passant par la partie postérieure du trou de conjugaison et le ventre du corps vertébral), et la ligne passant par la partie postérieure du trou de conjugaison et la ligne médiane du sternum); ou soit un plan passant par le bassin (RA_{bassin} , Wood et coll., 1991 ; les repères n'ayant pas été spécifiés).

Ainsi, plusieurs études ont utilisé deux définitions différentes de la rotation axiale (RA_{sag} et RA_{ml}) pour effectuer des comparaisons des valeurs des rotations (Akbarina et coll., 1988 ; Ecker et coll., 1988 ; Paterson et coll., 1988 ; Perex-Guesso et Bradford (1988) ; Cundy et coll., 1990 ; Lenke et coll., 1992) ou en comparant RA_{sag} et RA_{bassin} (Wood et coll, 1991). Les valeurs de rotations axiales mesurées ne changeaient pas selon la définition utilisée dans le cas de études de Cundy et coll. (1990) et Wood et coll. (1991), mais variaient sensiblement dans les autres cas. Il semble donc que la méthode d'évaluation, et plus particulièrement la définition de la rotation axiale ait un impact sur les rotations estimées. En effet, la plupart des études estiment des dérotations axiales

exprimées dans le référentiel global. Ceci est un abus de langage, car il s'agit en fait de rotations transversales. De toutes les études recensées dans le cadre de cette thèse, seules les études de Labelle et coll. (1995 et 1995b) mesurent réellement des rotations axiales. Il est à noter que la différence entre les rotations axiale et transversale est faible lorsque les angles frontaux et sagittaux des vertèbres sont également faibles.

Un avantage important de la présente étude réside dans le fait qu'elle est basée non seulement sur des mesures per-opératoires, mais aussi qu'elle mesure les rotations de toutes les vertèbres instrumentées, ce qui est le cas de seulement trois études répertoriées, soit celles de Wood et coll. (1991) ; Willers et coll., (1996) et Sawatzky et coll. (1998). De ces études, seule celle de Sawatzky et coll. utilisait des mesures per-opératoires. Par contre, ces derniers n'ont publié que les indices des vertèbres limites et apicales. D'ailleurs, l'intérêt pour des études basées sur des mesures réalisées sur plusieurs vertèbres est tel que plusieurs équipes développent actuellement des systèmes permettant de les réaliser (Godillon et coll., 1995 ; Lecire et coll., 1999 ; Glossop et coll., 1997 ; Liu et coll., 1997).

Sawatzky et coll. (1998) ont étudié plus spécifiquement les conséquences d'utiliser plusieurs crochets, en analysant les différences de translations et de dérotations pré/post-instrumentation entre les vertèbres apicales et limites, et ce pour trente-deux patients atteints de scoliose thoracique droite. L'étude réalisée dans le cadre de cette thèse, avec des patients atteints de scolioses de plusieurs types, a de plus l'originalité d'analyser les rotations entre les paires de vertèbres successives instrumentées, ce qui est un outil supplémentaire permettant de vérifier s'il y a un mouvement en bloc des segments instrumentés.

Le système de suivi per-opératoire développé dans le cadre de cette thèse a utilisé les mesures provenant d'un numériseur de type *BIRD* ($\pm 2,5\text{mm}$), les points de base du

protocole opératoire ont été numérisés (5 points par vertèbre thoracique, 6 points par vertèbre lombaire lorsque ces points sont accessibles), les six repères anatomiques standard par vertèbre ont été numérisés sur les radiographies par un technicien en radiologie, ces repères ont ensuite été corrigés mathématiquement, le modèle 3D pré-opératoire a été construit avec le nouveau dictionnaire, les surfaces représentées par des grilles déformées ont été utilisées par l'algorithme ICP. Ce système de suivi des déplacements vertébraux a été utilisé pour vingt-deux patientes.

Trois types d'indices ont été utilisés pour analyser les déplacements vertébraux, soit les indices régionaux qui sont associés aux courbes rachidiennes, les indices vertébraux qui sont associés aux déplacements vertébraux et qui sont exprimés dans le référentiel global et les indices intervertébraux qui sont exprimés dans les référentiels locaux des vertèbres.

Les indices régionaux sont les angles de Cobb dans les plans frontal et sagittal et les plans de déformation maximale ainsi que l'orientation du plan de déformation maximale. Ces indices ont permis d'observer une correction significative des courbures scoliotiques dans les plans frontal et de déformation maximale. En effet, une diminution pré-post-opératoire des angles de Cobb dans le plan frontal de $29,4^{\circ} \pm 10,5^{\circ}$ ($p=3,3 \cdot 10^{-7}$) et dans le plan de déformation maximale de $24,4^{\circ} \pm 13,9^{\circ}$ ($p=5,6 \cdot 10^{-9}$) a été observée. Il a aussi été observé que les valeurs de ces indices étaient influencées par la position (couchée ou debout) du patient. Par exemple, avant l'instrumentation, les angles de Cobb (debout avant la chirurgie et couché durant la chirurgie) dans les plans frontal et de déformation maximale ont diminué significativement de $16,1^{\circ} \pm 9,9^{\circ}$ et $18,2^{\circ} \pm 10,5^{\circ}$ ($p=4,5 \cdot 10^{-8}$ et $4,7 \cdot 10^{-9}$ respectivement). De plus, après instrumentation, l'orientation du plan de déformation maximale a augmenté significativement de $21,6^{\circ} \pm 25,9^{\circ}$ ($p=0,004$). Avant l'instrumentation, le chirurgien risque donc de sous-estimer la correction qu'il doit

induire au patient, tandis qu'après l'instrumentation il risque plutôt de sous-estimer la correction qu'il a réellement induite.

Les indices vertébraux sont les translations et rotations vertébrales exprimées dans le référentiel global. Les colonnes instrumentées des vingt-deux patientes scoliotiques ont été corrigées d'abord dans le plan frontal, par une correction significative de la déviation latérale de $7,7 \pm 11,3 \text{ mm}$ ($p=2,1 \cdot 10^{-16}$) et par des rotations frontales significatives de $4,8^\circ \pm 5,5^\circ$ ($p=5,6 \cdot 10^{-5}$). Dans le plan sagittal, les colonnes ont été modifiées par des translations antéro-postérieures significatives de $7,6 \pm 5,2 \text{ mm}$ ($p=1,9 \cdot 10^{-16}$). Les rotations sagittales étaient significatives pour tous les types de courbes, sauf dans le cas des courbes lombaires gauches. Les différences de translations et de rotations entre les vertèbres apicales, limites supérieures et limites inférieures ont démontré que les vertèbres subissaient des mouvements individuels. Par exemple, les rotations frontales et latérales sont plus importantes pour les vertèbres limites que pour les vertèbres apicales, et les rotations frontales et latérales des vertèbres limites supérieures et inférieures sont opposées.

Les indices intervertébraux évalués dans le cadre de cette thèse sont les rotations entre les vertèbres successives calculées avant et après l'instrumentation. Les différences de rotations frontales et axiales ne sont jamais significatives, qu'elles soient regroupées par type de courbes ou par type de vertèbres (thoraciques et lombaires). Les rotations intervertébrales regroupées par vertèbres limites et apicales donnent des résultats différents selon le type de courbe. Par exemple, les rotations intervertébrales sont toujours minimales au niveau apical dans le cas des courbes thoraciques droites, tandis qu'elles sont minimales au niveau des vertèbres limites supérieures dans le cas des segments thoraciques des courbes thoraciques droites-lombaires gauches. Les segments lombaires des courbes thoraciques droites-lombaires gauches se comportent

différemment puisque les rotations intervertébrales sagittales et axiales sont minimales au niveau apical et maximales au niveau des vertèbres limites supérieures, tandis que les rotations intervertébrales frontales sont maximales au niveau apical.

Les indices régionaux, vertébraux et intervertébraux indiquent que les courbes instrumentées subissent principalement une translation en bloc à laquelle de superposent des mouvements individuels moins importants.

Deux points ont particulièrement été analysés dans les différentes études des déplacements vertébraux per-opératoires, soit la dérotation axiale, et le déplacement en bloc ou non, principalement par translation des segments instrumentés. Les études pré et post-opératoires et per-opératoires (pré et post-instrumentation) ont mesuré des dérotations axiales différentes (section 2.4), selon la définition de rotation axiale et selon le référentiel dans lequel se trouvent les points servant au calcul des rotations. Les angles axiaux mesurés dans la présente étude (tableau XII) sont plus importants que ceux mesurés par les autres études basées sur des mesures per-opératoires (Labelle et coll., 1995 ; Ghaneim et coll., 1997 ; Sawatzky et coll., 1998). Par contre, les dérotations axiales des vertèbres apicales (différences pré et post-instrumentation) sont faibles dans toutes les études. Il est difficile de dire à ce stade-ci si les différences d'angle axial dépendent de la stratégie chirurgicale (nombre de crochets), ou de la définition du référentiel global per-opératoire.

Labelle et coll. (1995b) ont aussi réalisé une étude des déplacements vertébraux basés sur des mesures pré et post-opératoires. Ils ont ainsi mesuré des rotations axiales apicales pré et post-opératoires de respectivement $17^{\circ} \pm 9^{\circ}$ et $12^{\circ} \pm 8^{\circ}$ ($p=3 \times 10^{-4}$). Ils ont mesuré une différence statistiquement significative, mais puisque les corrections moyennes sont minimales ($\approx 5^{\circ}$) et du même ordre de grandeur que la variabilité, ils concluent qu'il y a peu de dérotation axiale des vertèbres apicales. À partir de mesures per-

opérateurs, Labelle et coll. (1995) ont réalisé une autre étude dans laquelle ils mesurent des dérotations axiales faibles et non significatives (tableau XII). Par contre les angles et les dérotations axiales per-opérateurs qu'ils mesurent sont plus faibles que ceux mesurés dans leur étude pré/post-opératoire ainsi que ceux mesurés dans la présente étude. Les différences entre l'étude courante et celles de Labelle et coll. sont dues soit à la variation de la définition de la mesure de rotation axiale (mesures per-opérateurs ; Labelle et coll., 1995), soit à la différence de posture (mesures pré/post-opératoires réalisées en position debout plutôt qu'en position couchée ; Labelle et coll., 1995b).

Tableau XII: Comparaison des angles et des rotations axiales apicaux per-opérateurs mesurés par la présente étude (Brodeur) et par Labelle et coll. (1995).

	Angles axiaux pré- instrumentation	Angles axiaux post- instrumentation	Dérotations axiales	p
Étude Brodeur				
Vertèbres thoraciques	13,7±9,0	16,0±9,4	-2,3±5,6	0,06
Vertèbres lombaires	11,9±8,9	13,2±9,9	-1,4±9,9	0,8
Étude Labelle (1995)				
Vertèbres thoraciques	5±9	6±10	-1±6	0,3
Vertèbres lombaires	7±9	7±10	0±3	0,8

Tableau XIII: Comparaison des résultats de l'étude cliniques de Sawatzky et coll. (1998) et de l'étude réalisée dans le cadre de cette thèse (étude Brodeur). Les différences per-opératoires (pré-post-instrumentation) des indices cliniques sont comparés pour les courbes thoraciques droites.

Paramètres estimés	Étude de Sawatzky et coll. (1998) n=32	Étude Brodeur n=13
Angle de Cobb pré-opératoire (degré)	57,4 (40-82)	52,3±9,0
Angle de Cobb post-opératoire (degré)	19,0 (3-4,5)	22,9±11,3
Orientation du plan de déformation maximale pré-opératoire (degré)	33 (4-80)	32,3±21,8
Orientation du plan de déformation maximale post-opératoire (degré)	65 (17-88)	52,6±18,7
Translations antéro-postérieures (mm)		
Vertèbres limites supérieures	13,8	1,0±9,3
Vertèbres apicales	19,4	6,8±5,4
Vertèbres limites inférieures	11,3	4,6±5,0
Translations latérales (mm)		
Vertèbres limites supérieures	8,5	10,0±14,6
Vertèbres apicales	19,0	14,0±13,0
Vertèbres limites inférieures	10,7	8,4±9,2
Translations céphalo-caudales (mm)		
Vertèbres limites supérieures	5,9	8,2±8,0
Vertèbres apicales	0,0	5,4±6,3
Vertèbres limites inférieures	-3,1	0,6±4,8
Rotations frontales (degré)		
Vertèbres limites supérieures	9,6	3,6±4,9
Vertèbres apicales	1,6	2,3±4,1
Vertèbres limites inférieures	-8,6	-8,3±6,7
Rotations sagittales (degré)		
Vertèbres limites supérieures	3,6	4,8±4,8
Vertèbres apicales	-1,2	3,8±5,8
Vertèbres limites inférieures	-6,5	-3,3±4,0
Rotations transversales (degré)		
Vertèbres limites supérieures	0	-1,7±9,3
Vertèbres apicales	-1,9	1,3±6,8
Vertèbres limites inférieures	-2,6	0,0±5,4

Afin de vérifier l'hypothèse du mouvement en bloc des segments instrumentés, plusieurs indices pré et post-instrumentation doivent être comparés (translations et angles vertébraux, orientation du plan de déformation maximale, etc.), et ce pour

différents niveaux vertébraux (au minimum les vertèbres limites et apicales). Dans ce contexte, l'étude courante et celle de Sawatzky et coll. (1998) sont les plus appropriées pour vérifier l'hypothèse du déplacement en bloc. Sawatzky et coll. (1998) ont ainsi mesuré les translations et rotations des vertèbres apicales et limites pour 32 patients ayant des scolioses thoraciques droites. La méthode présentée par Sawatzky et coll., offre entre autres l'avantage que les erreurs d'estimation des translations et des rotations sont faibles, soit respectivement de 0,5mm et 2,5°. Le tableau XIII présente un résumé de leurs résultats, comparés avec ceux obtenus dans le cadre de cette thèse, et ce pour le même type de courbes scoliotiques (thoraciques droites).

Les angles de Cobb et les orientations des plans de déformation maximale, tant pré que post-opératoires, sont du même ordre de grandeur pour les deux études. De plus, il est clair que les déplacements vertébraux diffèrent selon le type de vertèbre, toujours pour les deux études. En effet, les translations antéro-postérieures et latérales sont maximales pour les vertèbres apicales, tandis que les translations céphalo-caudales ainsi que les rotations frontales et sagittales sont non seulement maximales au niveau des vertèbres limites, mais les translations et rotations des vertèbres limites supérieures s'effectuent en sens inverse de celles des vertèbres limites inférieures. Les translations antéro-postérieures telles que mesurées dans l'étude de Sawatzky et coll. sont plus importantes que celles mesurées dans l'étude courante.

Pour expliquer ces différences, il faut noter ici deux points importants. Le premier concerne la définition du référentiel qui n'est pas nécessairement la même dans les deux études. Dans le cas de l'étude courante, les translations antéro-postérieures et latérales sont mesurées par rapport à la vertèbre numérisée la plus basse, tandis que dans le cas de l'étude de Sawatzky elles sont mesurées par rapport au bassin. Il faut donc comparer les différences de translations entre les vertèbres limites et apicales. Ces différences sont

soit plus élevées dans le cas de l'étude de Sawatzky et coll. (différences de translations antéro-postérieures entre les vertèbres apicales et limites inférieures, différences de translations sagittales et céphalo-caudales entre les vertèbres limites supérieures et les vertèbres apicales). Par contre, les rotations transversales sont plus importantes dans l'étude courante.

Le deuxième point à noter est que l'étude de Sawatzky et coll. vise plus particulièrement à étudier les effets d'une stratégie d'instrumentation qui consiste à placer plusieurs crochets. Il est donc possible qu'un nombre important de crochets augmente la correction dans le plan frontal. Il est encore là possible que cette différence soit expliquée par la différence de stratégie chirurgicale.

En résumé, tandis que certains résultats de l'étude clinique réalisée dans le cadre de cette thèse ne permettent pas d'infirmer l'hypothèse du mouvement en bloc des segments instrumentés, d'autres indiquent clairement que des mouvements individuels sont induits par l'instrumentation C-D. Les erreurs importantes des estimations des indices (différences pré-post-instrumentation des translations et rotations vertébrales ainsi que des rotations intervertébrales) ainsi que leurs faibles valeurs suggèrent donc de nuancer la conclusion de Willers et coll. (1996) et de Sawatzky et coll. (1998) qui rejetaient l'hypothèse du mouvement en bloc. Il semble plutôt que le principal mouvement des courbes instrumentées soit une translation en bloc auquel se superposent des déplacements vertébraux individuels moins importants. L'amplitude et le sens de ces déplacements dépendent du type de courbe.

Le concept de dérotation pourrait être appliqué à des segments rachidiens, mais cette dérotation devrait se produire autour d'un axe régional qui n'a jamais été défini. Le concept de dérotation de segments rachidiens implique en fait des déplacements vertébraux 3D beaucoup plus complexes qu'une simple rotation autour d'un axe.

La deuxième hypothèse clinique à vérifier était qu'il existe bien un patron des déplacements vertébraux, c'est-à-dire que le comportement des déplacements (translations vertébrales, rotations vertébrales et rotations intervertébrales) semblent obéir à des règles cohérentes, qui dépendent de la correction à induire, du type de vertèbre et du type de courbe. Si de tels comportements existaient, ils aideraient les chirurgiens à prévoir leur stratégie chirurgicale. Cette hypothèse n'a pu être complètement vérifiée, puisque le nombre de courbes lombaires gauches et thoraciques gauches-lombaires droites était insuffisant pour analyser les translations et rotations des vertèbres apicales et limites pour ces types de courbes. Des tendances claires ont tout de même été observées dans le cas des courbes thoraciques droites et thoraciques droites-lombaires gauches, qui correspondent aux types de courbes scoliotiques les plus communs.

Les observations suivantes ont été faites et étaient cohérentes avec les corrections à induire :

- dans le plan frontal, la correction de la rotation frontale et de la déviation latérale sont significatives, quoique non complètes ;
- les translations frontales et antéro-postérieures doivent être maximales au niveau apical : vérifié pour les courbes thoraciques droites et thoraciques droites-lombaires gauches ;
- les rotations frontales doivent être minimales au niveau apical : vérifié pour les courbes thoraciques droites et thoraciques droites-lombaires gauches ;
- les rotations frontales et sagittales des vertèbres limites supérieures doivent être effectuées en sens inverse de celles des vertèbres limites inférieures ;
- la colonne instrumentée doit subir un étirement : vrai pour tous les types de courbes étudiés.

Les observations suivantes ont été faites et n'étaient pas cohérentes avec les corrections à induire :

- il n'y a pas de correction significative de la rotation axiale ;
- les rotations axiales qui doivent être maximales au niveau apical l'ont été uniquement pour les courbes thoraciques droites ;
- les rotations intervertébrales qui doivent être minimales au niveau apical l'ont été uniquement pour les courbes thoraciques droites ;
- toutes les translations et rotations des segments lombaires des courbes doubles sont maximales au niveau des vertèbres limites supérieures.

En résumé, les courbes thoraciques droites et thoraciques droites-lombaires gauches subissent des translations (dans les 3 directions) et des rotations (frontales et sagittales) permettant une correction significative, mais incomplète; les rotations axiales ne sont pas corrigées et n'obéissent pas à un patron ; les segments lombaires des courbes doubles étant moins mobiles en s'approchant du bassin subissent des translations et rotations significatives uniquement au niveau des vertèbres finales supérieures; seules les courbes thoraciques droites subissent des rotations intervertébrales attendues .

Les résultats de ces études cliniques mettent en lumière l'importance de mesurer les rotations et les translations dans tous les plans, et ce pour plusieurs niveaux vertébraux. Les rotations intervertébrales sont aussi des paramètres fort utiles pour vérifier l'hypothèse du déplacement en bloc, d'autant plus que ces paramètres ne posent pas de problème de direction ni de référentiel. Par contre, les rotations des vertèbres instrumentées étant peu importantes, leur erreur d'estimation complique leur interprétation. Il serait donc important d'améliorer la précision de la méthode d'estimation des rotations vertébrales.

Les études qui se sont intéressées aux déplacements vertébraux selon des types de courbes n'avaient pas pour but de déterminer un patron de ces déplacements. Puisque la classification de King permet de définir des types de courbes non seulement par leurs formes mais aussi par leur flexibilité (King, 1988), certaines études ont été réalisées dans le but de déterminer un critère relié au type de King, permettant de décider si la colonne thoracique supérieure doit être instrumentée (Lee et coll., 1993 ; Lenke et coll., 1994) ; d'autres études ont analysé les risques de débalancement et de décompensation post-opératoires propres à l'instrumentation C-D pour certains types de King (Lenke et coll., 1992 ; Roye et coll., 1992 ; Benli et coll., 1996 ; Patwardhan et coll., 1996) et finalement une étude a été réalisée dans le but de déterminer s'il y avait un lien entre la bosse et la rotation de la colonne lombaire (non instrumentée) après l'instrumentation, et ce pour trois types de King donnés (Hosman et coll., 1996). D'autres études ont mesuré des indices cliniques (angles de Cobb, rotation axiale apicale) pour certains types de King (Wood et coll., 1991 ; Halm et coll., 1995) ou en regroupant les vertèbres thoraciques et lombaires (Perez-Grueso, 1988 ; Boachie-Adjei et Bradford, 1991 ; Labelle et coll., 1995), sans tenter de déduire un patron plus général. L'étude courante basée sur l'analyse des déplacements vertébraux selon les types de courbes à partir de l'estimation de plusieurs indices cliniques régionaux, vertébraux et intervertébraux permet d'extraire un patron qui tient compte de déplacements 3D complexes.

Il a aussi été possible de constater que la position couchée avait tendance à diminuer les estimations des corrections induites. Le chirurgien doit donc anticiper la correction et donc l'effet biomécanique de l'instrumentation et de la manœuvre de dérotation. Le recalage per-opératoire s'insère ainsi dans un projet à plus long terme qui

permettra de simuler les chirurgies et de mieux visualiser le comportement biomécanique per et post-opératoire d'une colonne instrumentée.

Une dernière source d'erreur influence certains indices cliniques, et n'a pas été tenue en compte dans la présente étude de validation. Il s'agit des mouvements du patient durant la chirurgie. Ces mouvements sont dus à la respiration du patient, mais surtout aux déplacements induits par la manœuvre de dérotation de la tige, par la dissection des tissus mous, et par l'ostéotomie. Glossop et Hu (1997) ont évalué, par des mesures per-opératoire réalisées sur un patient, que la respiration pouvait induire des déplacements vertébraux allant jusqu'à 1,3mm. Ils ont aussi estimé que ces déplacements pouvaient être significativement réduits pour se situer entre 0,1 et 0,2mm en prenant des mesures durant les pics de respiration qui durent près de 3 secondes. Glossop et Hu (1997) ont aussi estimé que la dissection des tissus et le retrait des os pouvaient induire des déplacements allant jusqu'à 12,3mm.

Les déplacements du patient durant la chirurgie et principalement durant la manœuvre de dérotation, de la colonne du patient dans le référentiel per-opératoire influencent les mesures per-opératoires, car c'est la position de l'émetteur par rapport à la colonne du patient qui définit la direction des axes du référentiel per-opératoire. Les mouvements du patient étant importants durant la chirurgie, les mesures per-opératoires et plus particulièrement les rotations vertébrales, sont donc affectées. Cela justifie le calcul et l'analyse des rotations intervertébrales exprimées dans des référentiels locaux associés aux vertèbres. Mac-Thiong (1997) développe présentement un système d'attaches qui permettra de fixer un récepteur au dos du patient et de corriger les lectures afin qu'elles se situent dans un référentiel fixe malgré les mouvements du patient.

5. CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Cette thèse a permis de développer un système de suivi des déplacements vertébraux per-opératoires transportable, original puisqu'il est basé sur la numérisation d'un faible nombre de points (qui ne sont ni des marqueurs ni des repères anatomiques spécifiques) prélevés sur quelques surfaces pré-définies sur la partie postérieure des vertèbres exposées. Ce système, permet de plus de réaliser, presque instantanément, un modèle 3D per-opératoire à partir des mesures per-opératoires. Il est composé d'un numériseur magnétique *BIRD* branché à un ordinateur, d'un modèle 3D pré-opératoire obtenu à partir de la reconstruction stéréoradiographique personnalisée (deux ou trois vues) de la colonne vertébrale du sujet et d'un programme permettant de recalibrer les mesures per-opératoires au modèle 3D pré-opératoire, afin d'obtenir un modèle 3D per-opératoire équivalent. Cinq points par vertèbre thoracique (un point par lame ; un point par apophyse transverse; un point sur l'apophyse épineuse) et six points par vertèbre lombaire (un point par lame ; un point par apophyse articulaire inférieure; deux points sur l'apophyse épineuse) sont numérisés durant la chirurgie, avant et après la manœuvre de dérotation. Ces points sont ceux du protocole opératoire.

Ce système a de plus fait l'objet d'une étude de validation exhaustive, qui a permis non seulement d'estimer l'erreur de recalage, mais de déterminer les composantes optimales permettant de minimiser cette erreur. La première partie de la validation avait pour but d'estimer l'erreur de modélisation des surfaces pré-définies par des fonctions paramétriques, la deuxième partie de l'étude de validation simulait mathématiquement les mesures per-opératoires, tandis que la troisième partie était basée sur la numérisation des mesures per-opératoires sur une colonne sèche.

La validation de la paramétrisation a permis de démontrer que l'algorithme développé permet de modéliser des petites surfaces et pour lesquelles les points connus

ne sont pas équidistants. Les distances moyennes d'adéquation entre les points de référence et les points les plus proches sur les surfaces modélisées étaient inférieures au millimètre dans le cas des vertèbres T4, T11 et L2 et des surfaces situées sur les apophyses transverses droites, et inférieures au demi millimètre dans tous les autres cas.

La validation par simulation a premièrement permis de démontrer la supériorité pour des applications médicales de la représentation surfacique par des grilles de points, tant en terme de précision du recalage qu'en terme de durée d'exécution, et deuxièmement, que dans le cas de surfaces représentées par des grilles de points, les deux algorithmes de recalage points-surfaces (Iterative Closest Point ou ICP versus minimisation des distances points-surfaces) donnaient des précisions équivalentes, mais que l'algorithme ICP était plus rapide.

La validation par des mesures réalisées sur une colonne sèche a confirmé le fait que les deux numériseurs magnétiques (*BIRD* $\pm 1,0\text{mm}$ et $\pm 2,5\text{mm}$) utilisés dans ce contexte chirurgical particulier produisaient des résultats équivalents et aussi le fait que la représentation des surfaces par des grilles de points déformées plutôt que par des fonctions paramétriques améliorait le recalage points-surfaces.

Cette dernière étude de validation a aussi permis d'analyser l'effet de paramètres reliés au modèle 3D pré-opératoire. Deux dictionnaires des primitives anatomiques (qui permettent l'adaptation du modèle 3D de la colonne d'un spécimen cadavérique au modèle 3D simplifié personnalisé du patient), trois types de reconstruction stéréoradiographique (à 6, 8 et 9 repères anatomiques) et l'application ou non d'un module de correction repères anatomiques (développés au laboratoire LIS3D) ont été comparés. Il a ainsi été démontré que si le module de correction était appliqué au modèle 3D pré-opératoire, il était possible d'utiliser le modèle 3D standard à 6 repères anatomiques (les centres des plateaux inférieurs et supérieurs des corps vertébraux, les

sommets inférieurs et supérieurs des pédicules gauches et droits), et que dans un tel cas, les deux dictionnaires étaient équivalents. Tout comme lors de la validation par simulation, il a été démontré que la localisation des points numérisés était un facteur plus important que leur nombre. La validation a pu démontrer que le recalage réalisé avec les points du protocole opératoire (5 points par vertèbres thoracique et 6 points par vertèbre lombaire) peut être amélioré par la numérisation de deux points supplémentaires situés à l'intersection des lames et des apophyses épineuses, pour un total de 7 points par vertèbre thoracique et 8 points par vertèbre lombaire ou par le remplacement de tous les points sur les apophyses (transverses, articulaires et épineuses), lorsque celles-ci sont abîmées ou inaccessibles, par quatre points supplémentaires, pour un total de 6 points par vertèbre.

La décomposition des erreurs de localisation des repères anatomiques a permis de constater que l'erreur céphalo-caudale était la plus importante, et ce quelque soit le modèle. Lors de la validation par simulation, l'erreur céphalo-caudale était à peu près égale à l'erreur antéro-postérieure. Cela suggère que l'erreur de modélisation qui était considérée comme étant isotropique lors des simulations, était probablement plus grande dans la direction céphalo-caudale que dans la direction antéro-postérieure et plus grande dans la direction antéro-postérieure que dans la direction sagittale. Une visualisation des colonnes des patients après recalage a d'ailleurs permis d'observer qu'il y avait plusieurs cas d'incohérences géométriques, soit que des vertèbres successives s'encastrent partiellement, ce qui est probablement dû à l'erreur céphalo-caudale importante combinée aux erreurs sur les rotations.

L'étude de validation a aussi permis d'identifier le modèle 3D pré-opératoire comme étant le maillon faible de ce système de suivi, ce qui a été confirmé par l'étude de Mac-Thiong (1997). L'utilisation de ce système a ensuite permis de vérifier deux hypothèses

cliniques, la première voulant que la manœuvre de dérotation de la tige induit peu de dérotation axiale, mais plutôt une dérotation en bloc de segments de la colonne et la deuxième voulant qu'il existe un patron des déplacements vertébraux associé à la chirurgie Cotrel-Dubousset.

Le système de suivi des déplacements vertébraux a été utilisé pour vingt-deux patientes dont les angles de Cobb variaient de 38° à 74°. Trois types d'indices ont été utilisés pour analyser les déplacements vertébraux, soit les indices régionaux qui sont associés aux courbes rachidiennes ; les indices vertébraux qui sont associés aux déplacements vertébraux et qui sont exprimés dans le référentiel global et les indices intervertébraux qui sont exprimés dans les référentiels locaux des vertèbres.

Les indices régionaux sont les angles de Cobb dans les plans frontal et sagittal et les plans de déformation maximale ainsi que l'orientation du plan de déformation maximale. Ces indices ont permis d'observer une correction significative des courbures scoliotiques dans les plans frontal et de déformation maximale. Il a aussi été observé que les valeurs des indices régionaux étaient influencées par la position (couchée ou debout) du patient. Par exemple, avant l'instrumentation, les angles de Cobb (debout avant la chirurgie et couché durant la chirurgie) dans les plans frontal et de déformation maximale ont diminué significativement de $16,1^{\circ} \pm 9,9^{\circ}$ et $18,2^{\circ} \pm 10,5^{\circ}$ ($p=4,5 \cdot 10^{-8}$ et $4,7 \cdot 10^{-9}$ respectivement), tandis qu'après instrumentation (couché durant la chirurgie et debout après la chirurgie), l'orientation du plan de déformation maximale a augmenté significativement de $21,6^{\circ} \pm 25,9^{\circ}$ ($p=0,004$). En fait, la position couchée diminue les courbures sagittales (cyphose et lordose) en créant un dos plat. Avant l'instrumentation, le chirurgien risque donc de sous-estimer la correction qu'il doit induire au patient, tandis qu'après l'instrumentation il risque plutôt de sous-estimer la correction qu'il a réellement induite.

Les indices vertébraux sont les translations et rotations vertébrales exprimées dans le référentiel global. Ces indices ont montré que les corrections sont effectuées dans le plan frontal par des translations latérales et des rotations frontales significatives ; et dans le plan sagittal par des translations antéro-postérieures significatives. Les rotations sagittales (tous niveaux vertébraux confondus) étaient non significatives lorsque toutes les courbes étaient confondues, tandis qu'elles étaient significatives dans le cas des courbes doubles. Les corrections de la rotation axiale (tous niveaux vertébraux confondus) n'étaient jamais significatives, que ce soit lorsque toutes les courbes étaient confondues ou regroupées par type de courbes. De plus, les indices intervertébraux sont les rotations entre les vertèbres successives calculées avant et après l'instrumentation et exprimées dans le référentiel local de la vertèbre inférieure. Les différences de rotations intervertébrales (tous niveaux vertébraux confondus) frontales et axiales ne sont jamais significatives, qu'elles soient regroupées par type de courbes ou par type de vertèbres (thoraciques et lombaires). Finalement, les indices vertébraux et intervertébraux ont aussi été calculés pour les niveaux apicaux et finaux pour mettre en relief le fait que les vertèbres instrumentées subissent des mouvements individuels. Tous les indices ont indiqué que les courbes instrumentées subissent principalement une translation en bloc à laquelle se superposent des mouvements individuels moins importants. Les mouvements individuels ont particulièrement été démontrés par le fait que les rotations frontales et sagittales des vertèbres limites supérieures sont toutes opposées à celles des vertèbres limites inférieures, et ce pour tous les types de courbes.

Les indices vertébraux et intervertébraux ont été calculés pour quatre types de courbes : thoraciques droites, lombaires gauches, thoraciques droites-lombaires gauches et thoraciques gauches-lombaires droites. Ces indices vertébraux et intervertébraux ont

aussi été calculés pour les niveaux apicaux et finaux des courbes thoraciques droites et thoraciques droites-lombaires gauches.

L'analyse par type de courbe a permis d'établir qu'il existait un patron des déplacements vertébraux qui dépend du type de courbe. Dans le plan frontal, les courbes thoraciques droites et les segments thoraciques des courbes thoraciques droites-lombaires gauches se comportent de manière similaire suite à la manœuvre de dérotation. Les translations latérales et les rotations frontales sont maximales au niveau apical, tandis que les rotations intervertébrales frontales sont maximales au niveau des vertèbres limites supérieures. Dans le plan sagittal les translations antéro-postérieures apicales sont maximales tandis que les rotations sagittales apicales sont minimales, et ce pour les courbes thoraciques droites et les segments thoraciques des courbes thoraciques droites-lombaires gauches. Les rotations intervertébrales sagittales apicales sont minimales pour les courbes thoraciques et maximales pour les segments thoraciques des courbes thoraciques droites-lombaires gauches. Les rotations axiales n'ont semblé obéir à aucune tendance reliée au type de courbe. Les segments lombaires des courbes thoraciques droites-lombaires gauches se comportent différemment des deux autres types de courbes analysés ci-haut. En effet, les translations et rotations vertébrales sont maximales au niveau des vertèbres limites supérieures, ce qui indique qu'il y a de moins en moins de déplacements au niveau lombaire lorsqu'on se rapproche du bassin.

En un premier temps, l'atteinte des objectifs techniques permettra de réaliser une interface de visualisation en 3D de la colonne du patient, durant la chirurgie, afin de secondar le chirurgien dans l'élaboration de sa stratégie chirurgicale. De plus, ce système pourra être adapté à d'autres chirurgies orthopédiques pouvant bénéficier de la

visualisation 3D rapide d'une structure anatomique (insertion ligamentaire, insertion d'implant de la hanche ou d'une tige lors de fractures, etc.).

Les résultats combinés de l'étude de validation réalisée dans le cadre de cette thèse et l'étude complémentaire réalisée par Mac-Thiong (1997) laissent croire qu'en utilisant un numériseur précis tel un numériseur à bras articulé (par exemple le *MICROSCRIBE*), en numérisant deux points de plus que ceux du protocole, et en utilisant un modèle 3D pré-opératoire obtenu par tomographie axiale (ou tout autre modèle de précision équivalente), il serait permis d'obtenir des erreurs de recalage des repères anatomiques d'un peu moins de 2mm (Amiot et coll., 1997). Si cette hypothèse était vérifiée par une étude de validation complémentaire, il serait possible d'utiliser ce système de suivi pour la visée pédiculaire.

En terme de retombées, la présente thèse ouvre des avenues pour des études touchant à long terme la connaissance des déplacements vertébraux, et permettra par exemple de valider des modèles mécaniques qui auront pour but de simuler différentes approches chirurgicales. À plus long terme, un tel modèle mécanique permettra d'étudier la contribution relative de certaines variables (forme de la tige prémoulée, la localisation des vis et crochets, les forces appliquées, etc.), de tester différentes applications de force, différentes positions relatives des crochets, des formes de tiges, et ainsi d'offrir au chirurgien un outil précieux lui permettant de planifier des chirurgies.

À partir du système de suivi des déplacements vertébraux développé dans le cadre de cette thèse, suite à l'étude de validation conséquente, ainsi que de l'étude de validation de Mac-Thiong (1997), il est recommandé :

- 1) d'améliorer le protocole opératoire en numérisant deux points supplémentaires par vertèbre, ou en remplaçant les points situés sur les apophyses par 4 points

situés aux intersections supérieures et inférieures des lames gauches et droites et des apophyses épineuses ;

- 2) d'améliorer le modèle 3D pré-opératoire puisque celui-ci a été identifié comme étant le maillon faible du système de suivi :
 - a) en utilisant une technique de reconstruction fournissant une représentation plus précise des éléments postérieurs ;
 - b) en utilisant les points numérisés durant la chirurgie et situés sur la partie postérieure des vertèbres dans la reconstruction du modèle 3D;
 - c) en choisissant une modalité d'imagerie plus précise telle la tomographie axiale ou une combinaison de modalités d'imagerie, une tranche de tomographie axiale par vertèbre pourrait par exemple affiner le modèle 3D stéréoradiographique ;
 - d) en personnalisant le dictionnaire des primitives à l'aide par exemple d'une tranche de tomographie axiale par vertèbre ;
- 3) d'augmenter la précision des mesures per-opératoires en utilisant un numériseur 3D plus précis, un numériseur à bras articulé tel le *MICROSCRIBE* ($\pm 0,6\text{mm}$) pourrait être une solution potentielle ;
- 4) d'améliorer l'algorithme de recalage points-surfaces, ce qui pourrait par exemple être réalisé en optimisant la fonction objective (elle est la fonction à minimiser lors du processus itératif, dans l'algorithme actuel, il s'agit du carré de la distance points-surfaces, d'autres fonctions de cette distance pourraient être envisagées, telles que les approches suggérées par Cuchet et coll. (1995));
- 5) de minimiser l'erreur due aux déplacements per-opératoires du patient en fixant par exemple un récepteur au bassin du patient afin de pouvoir suivre ses

déplacements et en tenir compte lors de l'estimation des déplacements vertébraux ;

- 6) de normaliser le positionnement du système d'axes per-opératoire de manière à ce que l'axe X soit bien dirigé vers la droite du patient, l'axe Y vers les pieds et l'axe Z selon l'orientation postéro-antérieure du patient.

Concernant les aspects cliniques du projet, il est recommandé :

- 1) d'augmenter le nombre de sujets par type de courbes afin de renforcer les conclusions cliniques et particulièrement celles concernant le patron des déplacements vertébraux. Cela permettrait par exemple de vérifier si certains comportements tels les déplacements moins importants des segments lombaires des courbes doubles, ou le comportement similaire dans le plan frontal des courbes simples thoraciques et des segments thoraciques des courbes doubles, ou les translations antéro-postérieures des vertèbres limites inférieures des segments thoraciques des courbes doubles limitées par les translations antéro-postérieures opposées des segments lombaires sont encore observés ;
- 2) d'appliquer les approches développées pour prouver l'existence et s'il y a lieu déduire le patron de déplacements vertébraux pour d'autres types de courbes (par exemple les courbes thoraco-lombaires, les courbes lombaires gauches, etc.) ;
- 3) de mettre en place un système qui ne réduise pas artificiellement les courbes sagittales lors de l'installation du patient en position couchée. Il pourrait s'agir d'un système intégré à la table d'opération, qui exercerait des pressions à des

points spécifiques, et permettrait de créer l'effet cyphosant désiré par le clinicien ;

- 4) d'utiliser le système de suivi des déplacements vertébraux et la méthodologie basée sur la comparaison de plusieurs indices cliniques pré-post-instrumentation (indices régionaux, vertébraux et intervertébraux) afin de réaliser une étude reliant la stratégie chirurgicale aux déplacements vertébraux (nombre et localisation de crochets et de vis) ;
- 5) de normaliser la méthode de calcul des rotations axiales, puisqu'il s'est avéré que les différentes méthodes d'estimation de cet indice pouvaient conduire à des conclusions différentes (certaines études observaient une dérotation axiale apicale significative confirmant l'hypothèse de Cotrel (1988) voulant que la manœuvre de dérotation de la tige induise une dérotation apicale, tandis que d'autres études n'observant pas de dérotation axiale apicale significative confirmaient plutôt l'hypothèse du mouvement en bloc des segments instrumentés). Il serait donc pertinent de réaliser une étude comparative des différentes méthodes d'estimation des angles et rotations axiaux.

La méthodologie développée dans le cadre de cette thèse, basée sur la comparaison de plusieurs indices cliniques per-opératoires pré-post-instrumentation (indices régionaux, vertébraux et intervertébraux) est exhaustive. Son application a de plus permis de démontrer la pertinence d'estimer non seulement les indices régionaux, mais de plus d'estimer les indices cliniques vertébraux et intervertébraux, et ce pour plusieurs niveaux vertébraux. La majorité des études étant basée sur la comparaison pré/post-opératoires des angles de Cobb et de la dérotation axiale apicale, il est recommandé de baser toute étude clinique sur un plus grand nombre d'indices et

minimalement d'estimer les indices vertébraux non seulement des vertèbres apicales, mais des vertèbres limites.

BIBLIOGRAPHIE

Aaro S, Burström R, Dahlborn M. The derotation effect of the Boston Brace: a comparison between computer tomography and a conventional method. *Spine*, vol. 6, 5: 477-482, 1981.

Akbarnia BA, Scheid KD, Merenda JT, Graviss E. The three dimensional correction of C-D instrumentation in idiopathic scoliosis. 5th Cotrel-Dubousset instrumentation, 1988.

Amiot LP, Labelle H, De Guise J, Sati M, Brodeur P, Rivard CH. Computer assisted pedicular screw fixation: a feasibility study. *Spine*, vol. 20, 10: 1208-1212, 1995.

Amiot LP, Bellefleur C, Labelle H. Évaluation in vitro d'un système informatique de forage pédiculaire. *Annales de chirurgie*, vol. 51, 8: 854-860, 1997.

André B, Dansereau J, Labelle H. Optimized vertical stereo base radiographic setup for the clinical three-dimensional reconstruction of the human spine. *Journal of Biomechanics*, vol. 27, 8 : 1023-1035, 1994.

Aubin CE, Describes JL, Dansereau J, Skalli W, Lavaste F, Labelle H. Modélisation géométrique du rachis et du thorax pour l'analyse biomécanique par éléments finis des déformations scoliotiques, *Annales de chirurgie*, vol. 49:8, 749-761, 1995.

Aubin CE, Dansereau J, Parent F, Labelle H, De Guise JA. Morphometric validations of personalized 3-D reconstructions and geometric models of the human spine. *Medical and Biomedical Engineering and Computing*, vol. 35: 611-618, 1997.

Bauer R, Krismer M, Sterzinger W. Scoliosis correction by CD-instrumentation: the effect of derotation and three dimensional correction. présenté à SRS 91.

Bellefleur C, Labelle H, Dansereau J, De Guise J, Stokes IA, Rivard CH, Poitras B. Évaluation tridimensionnelle per-opératoire de la procédure Cotrel-Dubousset pour le traitement de la scoliose idiopathique. *Annales de chirurgie*, vol. 48, n° 8, 723-730, 1994.

Benli İT, Tüzüner M, Akalm S, Kiş, Aydın E, Tandoğan R. *European Spine Journal*, vol. 5: 380-386, 1996.

Besl, PJ, McKay ND. A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 14, 2 : 239-256, 1992.

Boachie-Adjei O, Bradford D. The Cotrel-Dubousset system - Results in spinal reconstruction. *Spine*, vol. 16,10 : 1155-1160, 1991.

Bolle RM, Cooper DB. On optimally combining pieces of information, with application to estimating 3-D complex-object position from range data. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 8, 5 : 619-638, 1986.

Brodeur P, Sati M, Trudelle S. Localisation de structures anatomiques par ultrasons : application chirurgicale. Rapport du projet de cours GBM-6108, École Polytechnique, hiver 1994.

Brunie L. Accurate 3-D modelization of the scoliosis by matching 3-D images (MT-CT) with 2-D X-rays . *International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities*, Éditions de l'École Polytechnique de Montréal, Montréal, 11-17, 1992.

Bunnell WP. Vertebral rotation: Simple method of measurement on routine radiographs. *Orthopedic Transactions*, vol 9: 114, 1985.

Carl AL, Khanuja HS, Sachs BL, Gatto CA, vomLehn J, Vosburgh K, Schenck J, Lorenson W. Early results of stereotaxy for pedicle screw placement. *Spine*, vol. 22, 10: 1160-1164, 1997.

Chérier F, Delorme S, Labelle H, Aubin CE, deGuise JA, Dansereau J. Intraoperative 3D reconstruction of the scoliotic spine from biplanar radiographic images. *Research into Spinal Deformities 2*, I.A.F. Stokes ed., ISO Press, 187-190, 1999.

Cobb JR. Outline for the study of scoliosis. *Instructional course lectures*. WP Blount Ed., American Academy of Orthopaedic Surgeons, vol V, Ann Arbor J Edwards Publisher inc., 261-275, 1948.

Cotrel Y, Dubousset J, Guillemot M. *New Universal Instrumentation in Spinal Surgery*. *Clinical Orthop*, 227:10-23, 1988.

Cotrel Y, Dubousset J. *C-D instrumentation en chirurgie rachidienne*. Suaramps Médical, Montpellier, 1992, 159 p.

Cuchet E, Knoplioch J, Dormont D, Marsault C. Registration in neurosurgery and neuroradiotherapy applications. *Second Annual International symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, Baltimore, 1995.

Cuckier D. Modélisation du sternum. Projet de fin d'études, Département de génie mécanique, École Polytechnique, 1993.

Cundy PJ, Paterson DC, Hillier TM, Sutherland AD, Stephen JP, Foster BK. Cotrel-Dubousset instrumentation and vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 72, 4: 670-674, 1990.

Dansereau J, Labelle H, Aubin CE. 3-D personalized parametric modelling of reconstructed scoliotic spines. 4th International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics, Montlignon, France, 1993.

Dansereau J, Beauchamps A, de Guise JA et Labelle H. Three-dimensional reconstruction of the spine and the rib cage from stereoradiographic and imaging techniques, 16th conference of the Canadian Society of Mechanical Engineering, Toronto, Canada, 2: 61-64, 1990.

De Guise J, Martel Y. 3-D biomedical modelling: merging image processing and computer aided design. *IEEE Engineering in Medicine & Biology Society*. 10th annual international conference, New Orleans, 426-427, 1988.

Drerup B. Improvements in measuring vertebral rotation from the projections of the pedicles. *Journal of Biomechanics*, vol. 18, 5: 369-378, 1985.

Dufour F, Chopin D, Godillon AP. Acquisition of 3D vertebral displacement during surgery. *Research into Spinal Deformities 2*, I.A.F. Stokes ed., ISO Press, 113-117, 1999.

Durdle NG, Rasmusson J, Raso VJ, Hill DL, Peterson AE. A mathematical model for an intra-operative stereovision system. *Research into Spinal Deformities 2*, I.A.F. Stokes ed., ISO Press, 49-52, 1999.

Ecker ML, Betz RR, Trent PS, Mahboubi S, Mesgarzadeh M, Bonakdapour A, Drummond DS, Clancy M. Computer tomography evaluation of Cotrel-Dubousset instrumentation in idiopathic scoliosis. *Spine*, vol. 13, 10: 1141-1144, 1988

Faugeras OD, Hebert M. The representation, recognition and positioning of 3-D shapes from range data. *Three-Dimensional Machine Vision*, édité par Kanade T, Kluwer Academic, 301-353, 1987.

Gardner-Morse M, Stokes IAF. Three-dimensional simulations of the scoliosis derotation manoeuvre with Cotrel-Dubousset instrumentation. *J. Biomechanics*, vol. 27, 2: 177-181, 1994.

Girardi FP, Cammisa FP, Sandhu HS, Alvarez L. The placement of lumbar pedicle screws using computerized stereotactic guidance. *The journal of bone & joint surgery (Br)*, vol. 81-B, 5: 825-829, 1999.

Glossop N, Hu R. Assessment of vertebral body motion during surgery. *Spine*, vol. 22, 8: 903-909, 1997.

Glossop ND, Hu RW, Randle JA. Computer-aided pedicle screw placement using frameless stereotaxis. *Spine*, vol. 21, 17: 2026-2034, 1996.

Goch G, Tschudi U. A universal algorithm for the alignment of sculptured surfaces. *Annals of the CIRP*, vol. 41 : 597-600, 1992.

Godillon AP, Lepoutre FX, Plais PY, Chopin D. Recherche d'un critère d'optimisation lors de la correction d'une scoliose. Computer simulation of corrective surgery for scoliosis. International symposium on 3D scoliotic deformities, Montréal, Canada, 28-30 juin 1992.

Godillon AP, Chopin D, Dufour F. Measurement of intervertebral displacements during surgical correction of scoliosis. *Three Dimensional Analysis of Spinal Deformities*, M. D'Amico et al. ed., ISO Press, 89-93, 1995.

Graham D. Detailed diagnoses and procedures for patients discharged from short stay hospitals, US, 1986. DHHS Publication, 88-1756, Washington DC, 1988.

Gray JM, Smith BW, Ashley RK, LaGrone MO, Mall J. Derotational analysis of Cotrel-Dubousset instrumentation in idiopathic scoliosis. *Spine*, vol. 16, 8S: S391-S393, 1991.

Ghanem IB, Hagnere F, Dubousset JF, Watier B, Skalli W, Lavaste F. Intraoperative optoelectronic analysis of three-dimensional vertebral displacement after Cotrel-Dubousset rod rotation. *Spine*, vol 22, 16: 1913-1921, 1995b.

Grimson WEL, Ettinger GJ, White SJ, Gleason PL, Lozano-Perez T, Wells WM, Kikinis R. Evaluating and validating an automated registration system for enhanced reality visualization in surgery. *Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine*, First International Conference, présenté au CVRMED 95, Nice, France, 3-6 avril 1995.

Guidera KJ, Hooten J, Weatherly w, Highhouse M, Castellvi A, Ogden JA, Pugh L, Cook, S. Cotrel-Dubousset instrumentation, results in 52 patients. *Spine*, vol. 18, 4: 427-431, 1993.

Gunnarsson K, Prinz F. CAD model-based localization of parts in manufacturing. *IEEE Computer*, vol. 20, 8 : 66-74, 1987.

Haberland N, Ebmeier K, Grunewald JP, Hliscs R, Kalff RL. Incorporation of intraoperative computerized tomography in a newly developed spinal navigation technique. *Computer Aided Surgery*, vol. 5, 1: 18-27, 2000.

Halm H, Castro WHM, Jerosch J, Winkelmann W. Sagittal plane correction in "King-classified" idiopathic scoliosis patients treated with Cotrel-Dubousset instrumentation. *Acta Orthopædica Belgica*, vol. 41, 4: 294-301, 1995.

Hamadeh A, Lavallee S, Cinquin P. Automated 3-dimensional computed tomographic and fluoroscopic image registration. *Computer Aided Surgery*, vol 3, 1: 11-19, 1998.

Herring JL, Dawant B, Maurer CR, Muratore DM, Galloway RL, Fitzpatrick JM. Surface-based registration of CT images to physical space for image-guided surgery of the spine: a sensitivity study. *IEEE Transactions on medical imaging*, vol. 17, 5: 743-752, 1998.

Hofstetter R, Slomczykowski M, Sati M, Nolte LP. Fluoroscopy as an imaging means for computer-assisted surgical navigation. *Computer Aided Surgery*, vol. 4, 2: 65-76, 1999.

Hosman AJF, Slot GH, van Limbeek J, Beijneveld WJ. Rib hump correction and rotation of the lumbar spine after selective thoracic fusion. *European Spine Journal*, vol. 5: 394-399, 1996.

Huang TS, Blostein SD, Margerun EA. Least-squares estimation of motion parameters from 3-D correspondances. *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, Miami, 1986.

Joskowicz L, Milgrom C, Simkin A, Tockus L, Yaniv Z. FRACAS: A system for computer-aided image-guided long bone fracture surgery. *Computer Aided Surgery*, vol. 3, 6: 271-288, 1998.

King HA, Moe JH, Bradford DS, Winter RB. The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol 65A: 1302-1313, 1983.

King HA. Selection of fusion levels for posterior instrumentation and fusion in idiopathic scoliosis. *Orthopedic clinics of North America*, vol. 19, 2: 247-255, 1988

Kloss TVS, Banks SA, Habets RJE, Cook FF. Sagittal plane imaging parameters for computer-assisted fluoroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. *Computer Aided Surgery*, vol.5, 1: 28-34, 2000.

Kojima T, Kurokawa T. Rotation vector, a new method for representation of three-dimensional deformity in scoliosis. *Spine*, vol. 17, 11: 1296-1303, 1992.

Krismer M, Bauer R, Sterzinger W. Scoliosis correction by Cotrel-Dubouset instrumentation. *Spine*, vol. 17, 8S: S263-S269, 1992.

Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, De Guise J, Rivard CH, Poitras B. Per-operative 3-D correction of idiopathic scoliosis with the C-D procedure. *Spine*, vol 20, 12: 1406-1409, 1995.

Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, Poitras B, Rivard CH, Stokes IAF, De Guise J. Comparison between preoperative and postoperative three-dimensional reconstruction of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Dubouset procedure. *Spine*, vol 20, 23: 2487-2492, 1995b.

Lachapelle J. Correction et validation d'un modèle paramétrique de la colonne vertébrale scoliothique. *Projet de fin d'études, Département de génie mécanique, École Polytechnique*, 1990.

Laine T, Schlenzka D, Mäkitalo K, Tallroth K, Nolte LP, Visarius H. Improved accuracy of pedicle screw insertion with computer-assisted surgery. *Spine*, col. 22, 11: 1254-1258, 1997.

La Palombara PF, Fadda M, Martelli S, Marcacci M. Minimally invasive 3D data registration in computer and robot assisted total knee arthroplasty. *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol 35, 11: 600-610, 1997.

Lavallée S, Sautot P, Troccaz J, Conquin P, Merloz P. Computer-assisted spine surgery: a technique for accurate transpedicular screw fixation using CT data and a 3-D optical localizer. *Journal of Image Guided Surgery*, vol. 1: 65-73, 1995.

Landry C, De Guise J, Dansereau J, Labelle H, Skalli W, Zeller R, Lavaste F. Caractéristiques morphométriques de la colonne scoliothique. *Annales de chirurgie*, vol. 52, 8: 784-790, 1998.

Lecire C, Skalli W, Zeller J, Lavaste F. Three-dimensional per-operative opto-electronic analysis of Cotrel-Dubousset surgery. *Research into Spinal Deformities 2*, I.A.F. Stokes ed., ISO Press, 118-121, 1999.

Lee CK, Denis F, Winter RB, Lonstein JE. Analysis of the upper thoracic curve in surgically treated idiopathic scoliosis, a new concept of the double thoracic curve pattern. *Spine*, vol. 18, 12: 1599-1608, 1993.

Lenke LG, Bridwell KH, Baldus C, 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*, vol. 5, 1: 16-25, 1992.

Lenke LG, Bridwell KH, Baldus C, O'Brien MF, Baldus C, Blanke K. Recognition and treatment of the proximal thoracic curve in adolescent idiopathic scoliosis treated with Cotrel-Dubousset instrumentation. *Spine*, vol. 19, 14: 1589-1597, 1994.

Liu XC, Fabry G, Labey L, Van Den Berghe L, Van Audekercke R, Molenaers G, Moens P. A new technique for three-dimensional study of the spine in vitro and in vivo by using a motion-analysis system. *Journal of spinal deformities*, vol. 10, 4: 329-338, 1997.

Lonstein JE, Winter RB, Bradford DS, Ogilvie DS. *Moe's Textbook of Scoliosis and Other Spinal Deformities*, 3rd ed., Saunders CO, Philadelphia, USA, 1995, 658 p.

Lorenson WE, Cline HE. Marching Cubes: A high resolution 3D construction algorithm. *Computer Graphics, proc. SIGGRAPH'87*, vol. 21, 4: 163-169, 1987.

Lund T, Schwarzenbach O, Jost B, Rohrer U. On minimally invasive lumbosacral spinal stabilization. *Computer Assisted Surgery*, Molte LP et Ganz R eds., Hans Huber, 114-121, 1996.

Mac-Thiong JM. Évaluation du recalage per-opératoire de points numérisés sur un modèle vertébral 3D. Rapport de projet d'été, Département de génie mécanique, École Polytechnique, 1997.

Mac-Thiong JM, Aubin CE, Dansereau J, Brodeur P, Labelle H. Evaluation of an intraoperative registration technique for the 3D geometric modeling of the spine. *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 37, 445-450, 1999.

Mason DE, Carango P. Spinal decompensation in Cotrel-Dubousset instrumentation. *Spine*, vol. 16, 8S : 394-403, 1991.

Mariebb EN, Laurendeau G. Anatomie et physiologie humaines. Édition du Renouveau Pédagogique, St-Laurent, Canada, 1993, 1014 p.

Marquardt DW. An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters. Journal Society of Industrial Applied Mathematics, 11: 431-441, 1967.

Martel AL, Heid O, Slomczykowski M, Kerslake R, Nolte LP. Assessment of 3-dimensional magnetic resonance imaging fast low angle shot images for computer assisted spinal surgery. Computer Aided Surgery, vol. 3, 1: 40-44, 1998.

Marzan GT. Rational design for close range photogrammetry. Thèse de doctorat, Département de Génie Civil, University of Illinois à Urbana-Champaign, 1976.

Matsumoto T, Kitahara H, Minami S, Takahashi K, Yamagata M, Nakata Y, Mimura M, Moriya H, Tamaki T. Computer simulation of corrective surgery for scoliosis. International symposium on 3D scoliotic deformities, Montréal, Canada, 28-30 juin 1992.

Mehta MH. Radiographic estimation of vertebral rotation in scoliosis. Journal of Bone Joint Surgery, vol. 55B: 153-520, 1973.

Merloz P, Tonetti J, Eid A, Faure C, Lavallée S, Troccaz J, Sautot P, Hamadeh A, Cinquin P. Computer assisted spine surgery. Clinical orthopaedics and related research, 337: 86-96, 1997.

Michel CR et Dubousset J. La scoliose idiopathique. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, Paris, France, 1986, 149 p.

Moens P, Vanden Bergue G, Fabry G, Bellemans J. L'instrumentation de Cotrel-Dubousset: une étude prospective sur la dérotation. Revue de Chirurgie Orthopédique, vol. 81, 428-432, 1995.

Monji J, Koreska J. Analysis of spine rotation: A new accurate method for clinical use. Spine.

Nagata H, Onomura T, Watanabe H, Ishikawa M, Semoto Y, Iwai K, Sawada I, Sun ZL. Study on derotational effect of C.D. instrumentation. 4th international congress on CDI, Miami, Florida, USA, 23-24 mai 1987.

Nash CL, Moe JH: A study of vertebral rotation. *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 51A: 223-229, 1969.

Nolte LP, Visarius H, Arm E, Langlotz F, Schwarzenbach O, Zamorano L. Fixation of spinal implants. *Journal of Image Guided Surgery*, vol. 1: 88-93, 1995.

Papillon B. Amélioration de la modélisation de la colonne vertébrale sur Acrospin, Rapport de projet d'été, Département de génie mécanique, École Polytechnique, 1989.

Paterson DC, Cundy PJ, Hillier TM, Sutherland AD, Stephen JP, Foster BK, van Dulken TB, Dickison DM. Vertebral rotation with Cotrel-Dubousset spinal instrumentation. 5th Cotrel-Dubousset instrumentation, 1998.

Patwardhan AG, Rimkus A, Gavin TM, Bueche M, Meade KP, Bielski R, Ibrahim K. Geometric analysis of coronal decompensation in idiopathic scoliosis. *Spine*, vol. 21, 10: 1192-1200, 1996.

Perdriolle R, Vidal J. Thoracic idiopathic scoliosis curve evolution and prognosis. *Spine*, vol. 10: 785-791, 1985.

Perez Gruesco S, Arienza D, Baillo F, Giron S, Munuera P. The effect of C-D instrumentation on the vertebral rotation and the spinal sagittal alignment. 5th Cotrel-Dubousset instrumentation, 1988.

Peuchot B, Tanguy A, Eude M. Virtual reality as an operative tool during scoliosis surgery. Présenté au CVRMED 95, Nice, 3-6 avril 1995.

Pope MH, Stokes IAF, Moreland M. The biomechanics of scoliosis. *Critical Reviews in Biomechanics Engineering*, vol. 11, 3: 157-188, 1984.

Richards BS. Measurement error in assessment of vertebral rotation using the Perdriolle torsionmeter. *Spine*, vol.: 17, 5: 513-517, 1992.

Rohling R, Munger P, Hollerbach JM, Peters T. Comparaison of relative accuracy between a mechanical and an optical position tracker for image-guided neurosurgery. *Journal of Image Guides Surgery*, vol 1:30-34, 1995.

Roye DP, Farcy JP, Rickert JB, Godfried D. Results of spinal instrumentation of adolescent idiopathic scoliosis by King type. *Spine*, vol. 17, 8S: S270-S273, 1992.

Russell GG, Raso VJ, McIvor J. A comparison of four computerized methods for measuring vertebral rotation. *Spine*, vol. 15, 1: 24-27, 1988.

Sahoo KC, Menq CH. Localization of 3-D objects using tactile sensing and surface description. Winter Annual Meeting of the American Society of Mechanical Engineers, Chicago, 27 novembre -2 décembre 1988.

Sati M, De Guise J, Drouin G. Instrumentation for measuring three-dimensional motion: the state of the art and virtual reality applications. Second World Congress of Biomechanics, Free University, Amsterdam, the Netherlands, July 10-15, 1994.

Sati M. Computer-assisted knee surgery: planning of prosthetic ligament insertion. Thèse de doctorat, département de génie biomédical, École Polytechnique, 1996.

Sawatzky BJ, Tredwell SJ, Jang SB, Black AH. Effects of Three-dimensional assessment on surgical correction and on hook strategies in multi-hook Instrumentation for Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine*, vol. 23, 2: 201-205, 1998.

Schlenzka D, Poussa M, Muschik M. Operative treatment of adolescent idiopathic thoracic scoliosis, Harrington-DTT versus Cotrel-Dubousset instrumentation, *Clinical orthopaedics and related research*, 297: 155-160, 1993.

Schwarzenbach O, Berlemann U, Jost B, Visarius H, Arm E, Langlotz F, Nolte LP, Ozdoba C. Accuracy of computer-assisted pedicle screw placement. An in vivo computed tomography analysis. *Spine*, vol 22, 4: 452-258, 1997.

Simon D, Hebert M, Kanade T. Techniques for fast and accurate intrasurgical registration. *Journal of Image Guided Surgery*, vol. 1: 17-29, 1995.

Skalli W, Lavaste F, Describes JL. Quantification of three-dimensional vertebral rotation in scoliosis: what are the true values? *Spine*, vol. 20, 5: 546-553, 1995.

Stokes IAF, Bigalow LC, Moreland MS. Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis. *Spine*, vol. 11, 3: 213-217, 1986.

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

Stokes IAF. Three-dimensional terminology of spinal deformity. *Spine*, vol. 19, 2: 236-248, 1994.

Sullivan S, Sandford L, Ponce J. Using geometric distance fits for 3-D object modeling and recognition. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 16, 12 : 1183-1195, 1994.

Taillon R. Création d'un modèle paramétrique des vertèbres. Projet de fin d'études, Département de génie mécanique, École Polytechnique, 1993.

Taylor RH, Lavallée S, Burdea GC, Mosges R. *Computer-integrated surgery, technology and clinical applications*. The MIT Press, Londres, 1995, 736p.

Tredwell SJ, Sawatzky BJ, Reilly W. Three-dimensional correction of spinal deformity in multi-hook systems as compared with pure distraction. *Research into Spinal Deformities 2*, I.A.F. Stokes ed., ISO Press, 137-140, 1999.

Umeyama S. Least-squares estimation of transformation parameters between two point patterns. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* vol 13, 4: 376-380, 1991.

Willers U, Transfeldt EE, Hedlund R. The segmental effect of Cotrel-Dubousset instrumentation on vertebral rotation, rib hump and the thoracic cage in idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*, vol. 5: 387-393, 1996.

Winkler D, Vitzthum HE, Seifert V. Spinal markers: a new method for increasing accuracy in spinal navigation. *Computer aided surgery*, vol. 4: 101-104, 1999.

Wood KB, Transfeldt EE, Ogilvie JW, Schendel MJ, Bradford DS. Rotational changes of the vertebral-pelvic axis following Cotrel-Dubousset instrumentation. *Spine*, vol. 16, 8S: S404-S407, 1991.

**ANNEXE A : PROTOCOLE DETAILLE DE LA PROCEDURE DE VALIDATION
EXPERIMENTALE SUR UNE COLONNE SECHE**

La validation du système de mesures per-opératoires est réalisé à l'aide de mesures prises sur une colonne sèche suivant les étapes suivantes :

1. Simulation de la courbure scoliothique: les vertèbres sèches et les coussinets sont fixés dans le montage en acrylique afin de simuler une scoliose thoracique gauche.
2. 12 clous sont collés par leur base sur le montage: la pointe sera numérisée dans tous les référentiels, afin d'exprimer les mesures dans un référentiel commun, celui du numériseur *OPTOTRAK*.
3. Prise de radiographies: PA 0° et LAT :

Numérisation sur les radiographies numériques:

- pointes des 12 clous
- 9 repères anatomiques par vertèbre: sommets inférieurs et supérieurs des pédicules, centre des plateaux vertébraux, extrémité de l'apophyse épineuse et extrémités des apophyses transverses

4. Construction de 3 modèles géométriques 3D pour chaque vertèbre:

- modèle 1 construit à l'aide de 6 repères anatomiques: sommets inférieurs et supérieurs des pédicules et centre des plateaux vertébraux
- modèle 2 construit à l'aide de 8 repères anatomiques: repères précédents plus les extrémités des apophyses transverses
- modèle 3 construit à l'aide de 9 repères anatomiques: repères précédents plus l'extrémité de l'apophyse épineuse

5. Extraire et paramétrer les surfaces des modèles 3D:

- 12 vertèbres thoraciques, 9 surfaces (figure 24a): apophyses transverses gauche et droite, lames gauche et droite, intersection entre les lames gauche/droite et la partie supérieure/inférieure de l'apophyse épineuse, apophyse épineuse.

- 5 vertèbres lombaires, 10 surfaces (figure 24b): apophyses articulaires inférieures gauche et droite, lames gauche et droite, intersection entre les lames gauche/droite et la partie supérieure/inférieure de l'apophyse épineuse, apophyse épineuse supérieure et apophyse épineuse inférieure

6. Numérisation avec le numériseur *OPTOTRAK* et avec le numériseur magnétique actuel sur la colonne sèche simulant une scoliose :

- Calibrage des numériseurs: des procédures de calibrage permettent de connaître les coordonnées 3D de l'extrémité du pointeur *OPTOTRAK* (référentiel du numériseur *OPTOTRAK*) et de l'extrémité du pointeur du numériseur magnétique (référentiel de l'émetteur).
- les pointes des 12 clous sont numérisées
- 9 points par vertèbre thoracique sont numérisés :
 - lames gauche et droite
 - apophyse épineuse
 - apophyses transverses gauche et droite
 - extrémités supérieures et inférieures des intersections de l'apophyse épineuse et des lames gauche et droite
- 10 points par vertèbre thoracique sont numérisés:
 - lames gauche et droite
 - parties inférieure et supérieure de l'apophyse épineuse
 - apophyses articulaires inférieures gauche et droite
 - extrémités supérieures et inférieures des intersections de l'apophyse épineuse et des lames gauche et droite

7. Simulation de la correction chirurgicale: les vertèbres sèches et les coussinets sont fixés dans le montage en acrylique afin de simuler une colonne corrigée par la chirurgie Cotrel-Dubousset.
8. Numérisation avec le numériseur *OPTOTRAK* et avec les 2 numériseurs magnétiques sur la colonne sèche redressée: les mesures de l'étape 7 sont reprises.

ANNEXE B : MODELES 3D PRE-OPERATOIRES, PER-OPERATOIRES (PRE ET POST-INSTRUMENTATION) ET POST-OPERATOIRES DE DEUX COLONNES SCOLIOTIQUES TYPIQUES

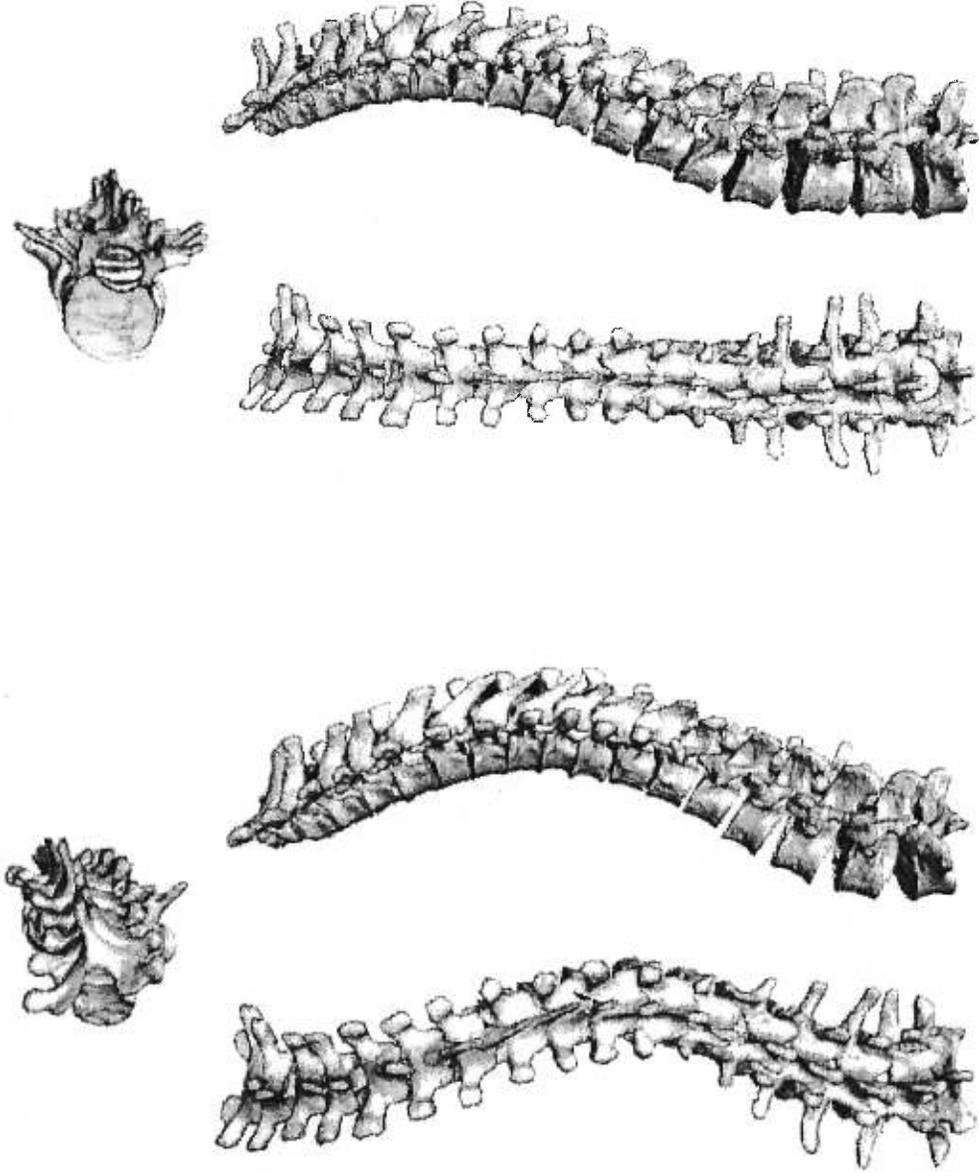


Figure B-1: Vues frontale, sagittale et transverse de modèles 3D pré et post-opératoires (courbe thoracique droite).

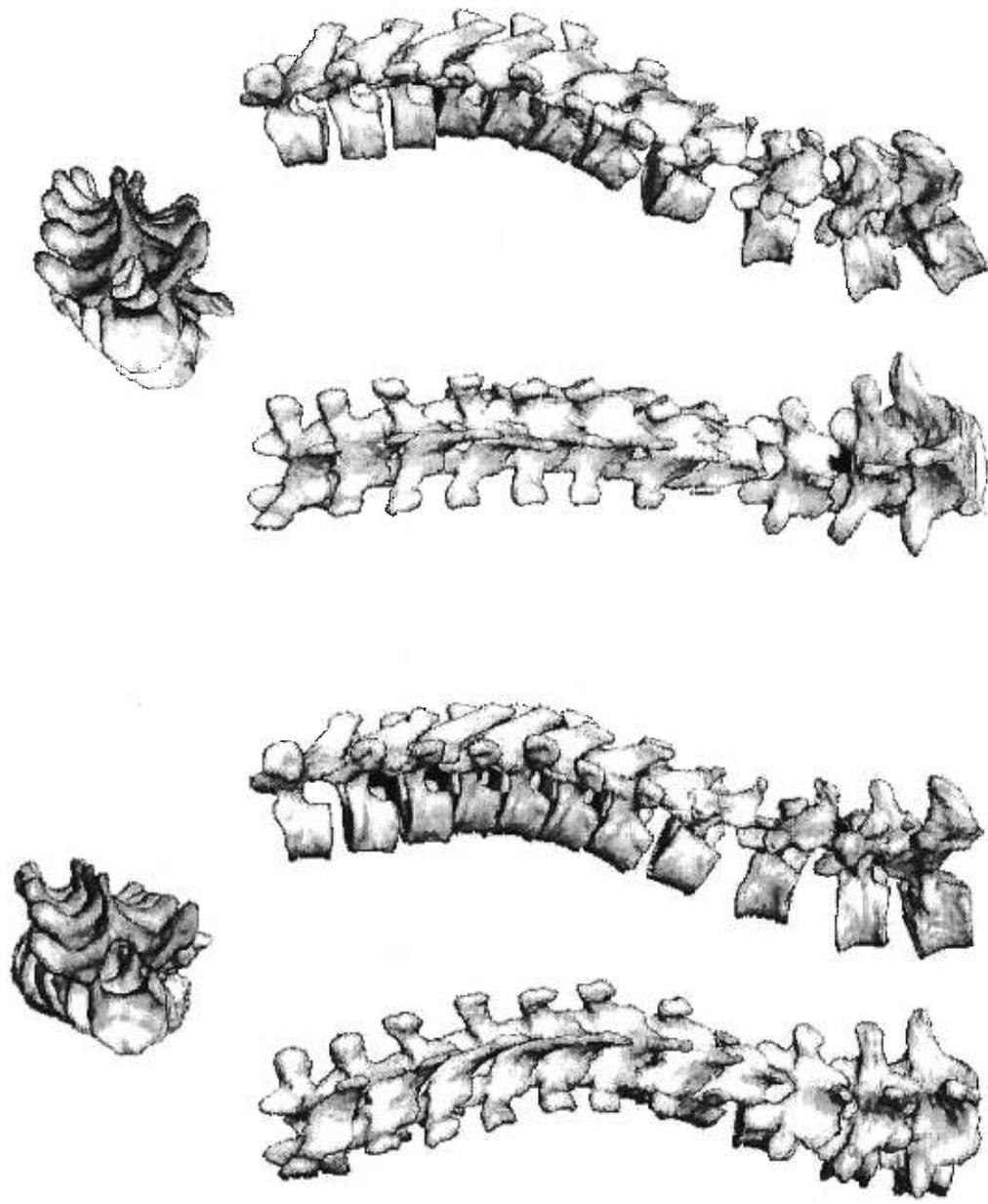


Figure B-2: Vues frontale, sagittale et transverse de modèles 3D per-opératoires pré et post-opératoires (courbe thoracique droite).

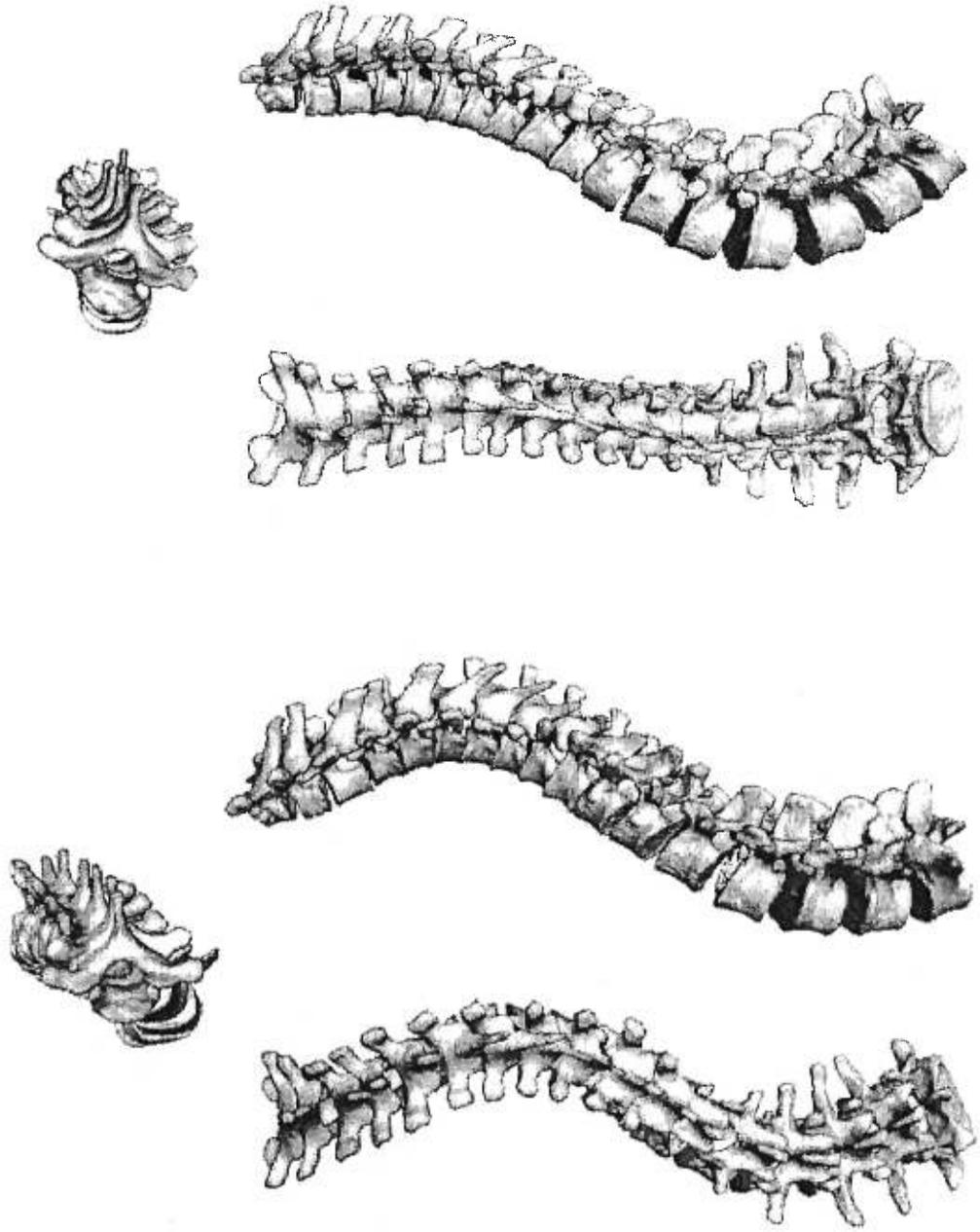


Figure B-3: Vues frontale, sagittale et transverse de modèles 3D pré et post-opératoires (courbe thoracique droite-lombaire gauche).

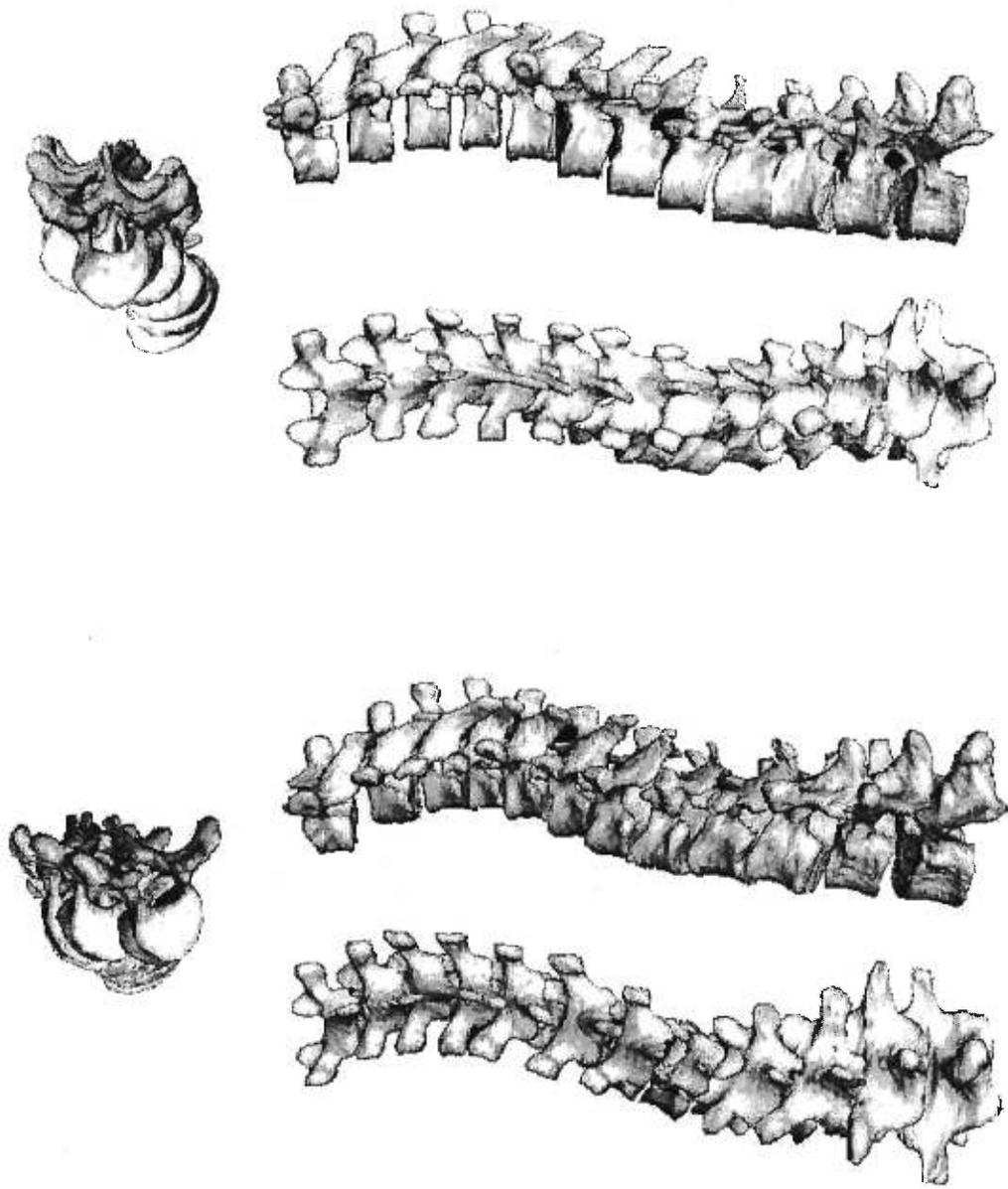


Figure B-4: Vues frontale, sagittale et transverse de modèles 3D per-opératoires pré-post-instrumentation (courbe thoracique droite-lombaire gauche).

ANNEXE C : VALIDATION DE LA PARAMETRISATION

La figure C-1 montre, pour chaque vertèbre, les moyennes et les écarts-types des distances d'adéquation. Chaque vertèbre contenait entre 900 et 1250 points. Pour la colonne du patient, les moyennes de distances vont de 0,12mm pour la vertèbre L5 à 0,73mm pour la vertèbre T11, tandis que pour la colonne sèche, les distances vont de 0,21mm pour la vertèbre T2 à 0,65mm pour la vertèbre T8. Dans tous les cas, les distances moyennes sont inférieures au millimètre.

Les distances moyennes regroupées par type de surfaces (figure C-2) varient de 0,21 à 1,03mm (minimum: lame droite et apophyse épineuse, maximum: apophyse transverse droite) pour la colonne du patient et de 0,25 à 0,40mm (minimum: apophyse articulaire gauche, maximum: partie inférieure de l'apophyse épineuse) pour la colonne sèche. Pour les deux colonnes, les distances moyennes des apophyses transverses droites sont plus grandes. Il se peut que certaines grilles extraites des modèles 3D des apophyses droites du spécimen cadavérique (à partir duquel tous les modèles sont construits) possèdent plusieurs points dont les coordonnées sont hors tendance. Les surfaces regroupées pour toutes les vertèbres contenaient entre 500 et 1200 points. Certaines surfaces sont exclusivement extraites de vertèbres thoraciques (apophyses transverses) ou de vertèbres lombaires (apophyses articulaires). De plus, deux surfaces par apophyse épineuse lombaire sont extraites versus une par apophyse épineuse thoracique.

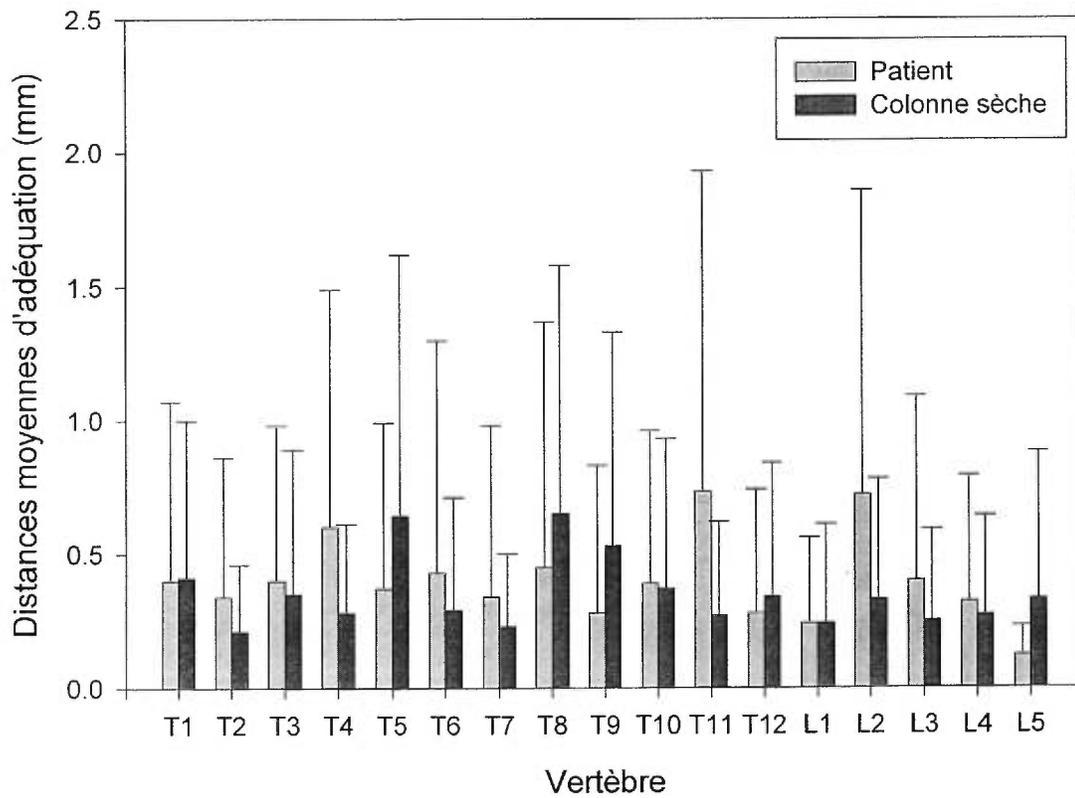


Figure C-1: Distances moyennes et écarts-types entre les points des grilles extraites des modèles 3D et les points correspondants sur les surfaces modélisées, regroupés par vertèbres.

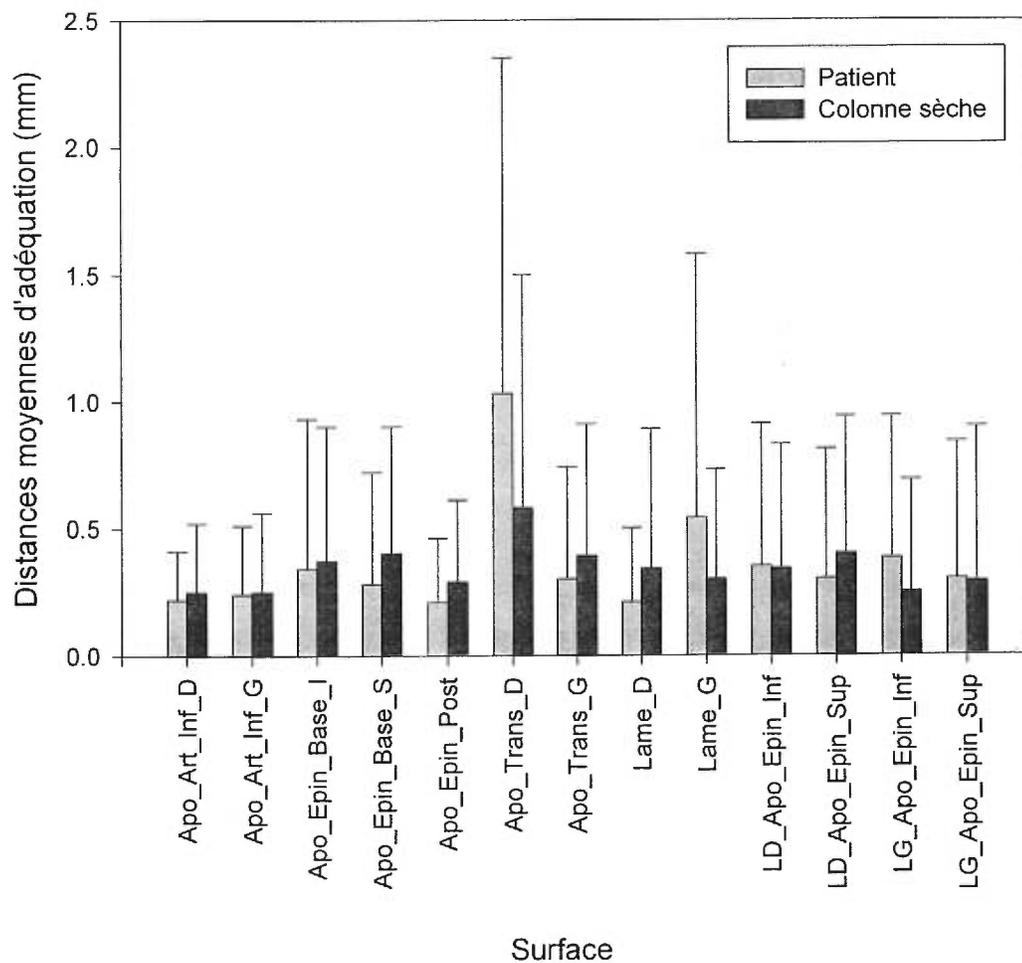


Figure C-2: Distances moyennes et écarts-types entre les points des grilles extraites des modèles 3D et les points correspondants sur les surfaces modélisées, regroupés par type de surfaces.

**ANNEXE D : VALIDATION DU RECALAGE POINTS-SURFACES PAR DES MESURES
SIMULEES**

D1. Grilles versus surfaces modélisées et algorithme ICP versus algorithme de minimisation des distances points-surfaces

Les simulations ont été réalisées pour les deux algorithmes de recalage points-surfaces et les deux types de surfaces. Les moyennes et écarts-types des distances entre les positions estimées et les positions de référence de points numérisés et des repères anatomiques sont montrés sous forme d'histogramme aux figures D-1 et D-2. Les points numérisés correspondent aux points numérisés durant la chirurgie par le numériseur 3D BIRD, tandis que les repères anatomiques sont les points habituellement numérisés sur les radiographies et servant à construire un modèle 3D des vertèbres.

Les simulations ont été réalisées cent fois par l'utilisation d'une fonction aléatoire pour les points numérisés du protocole opératoire, soit cinq points par vertèbre thoracique et six points par vertèbre lombaire, ce qui donne un total de 90 points par simulation ($n=100*(5*12+6*5)=9000$). Le recalage a ensuite été appliqué aux six repères anatomiques standard ($n=6*17*100=10200$). Les temps d'exécution (tableau XIV) ont été calculés pour les cent simulations et les dix-sept vertèbres, pour un total de 1700 recalages.

Tableau XIV: Temps d'exécution du programme de recalage points-surfaces pour une vertèbre thoraco-lombaire, $n=1700$.

	Durée (sec)	
	Algorithme ICP	Algorithme de minimisation de la distance points-surfaces
Type de surface	Moyenne (Écart-type)	Moyenne (Écart-type)
Grilles	0,06 (0,03)	0,09 (0,05)
Modélisées	63,90 (379,10)	35,69 (277,29)

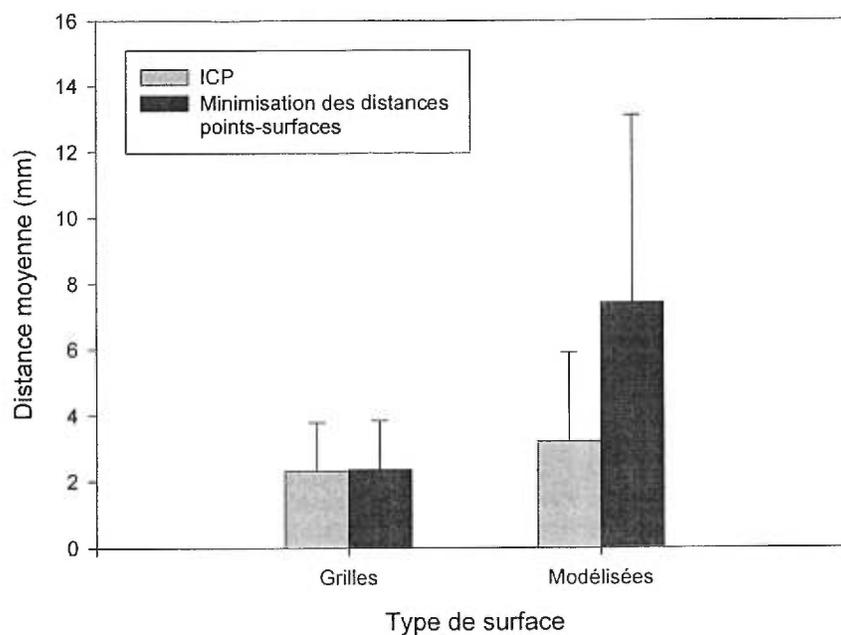


Figure D-1: Distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés selon le protocole opératoire (combinaison #1), n=9000.

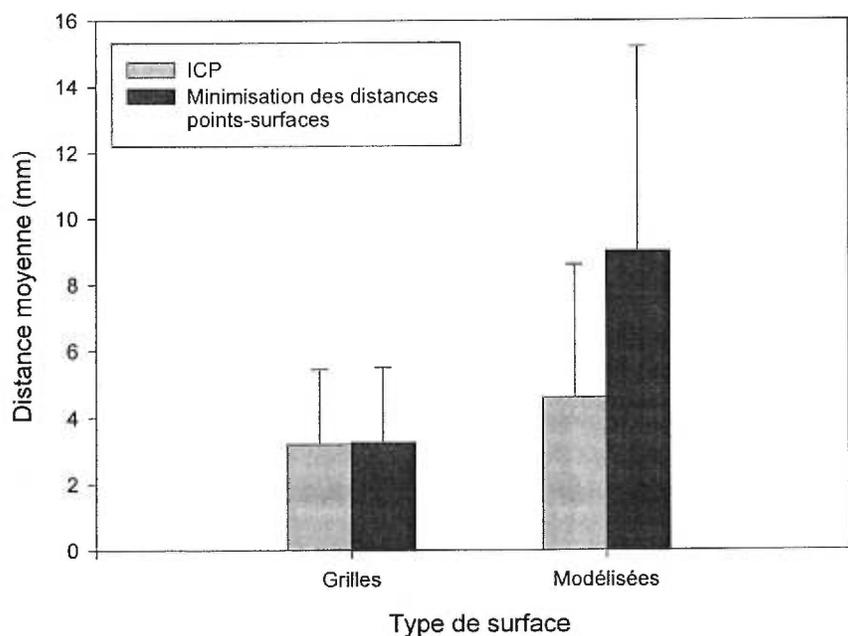


Figure D-2: Distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des repères anatomiques selon le protocole opératoire (combinaison #1), n=10200.

D2. Erreur de localisation en fonction du choix et du nombre de points numérisés sur les surfaces postérieures des vertèbres

Les simulations ont été réalisées 100 fois pour 17 vertèbres, et ce pour les dix combinaisons de points numérisés telles qu'identifiées au tableau V. Les moyennes et écarts-types (représentés sous forme d'histogramme) des distances entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques sont présentés aux figures D-3 et D-4

Les différentes moyennes ont été comparées à l'aide de tests Anova, avec un niveau significatif de 5%. En comparant les distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés (figure 4-5), cinq groupes se distinguent d'après le choix des points numérisés, composés respectivement, par ordre décroissant de distance, des combinaisons #4, #3, #2-#8-#10, #7 et #1-#5-#6-#9. Les combinaisons classées par ordre croissant de distance sont :

- #4: points du protocole auxquels quatre points supplémentaires sont ajoutés;
- #3: points du protocole auxquels trois points supplémentaires sont ajoutés;
- #2, #8 et #10: points du protocole auxquels deux points supplémentaires sont ajoutés ; points du protocole dont les points sur les apophyses épineuses sont remplacés par les quatre points supplémentaires ; et points du protocole dont les points sur les apophyses transverses (vertèbres thoraciques) et articulaires inférieures (vertèbres lombaires) sont remplacés par les quatre points supplémentaires;
- #7: points du protocole dont les points sur les apophyses épineuses sont remplacés par trois des quatre points supplémentaires ;

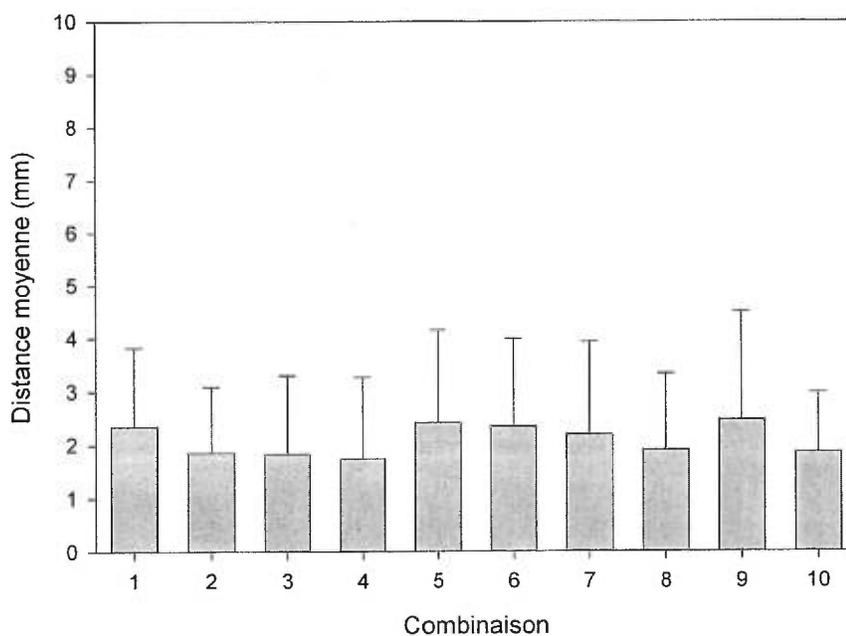


Figure D-3: Distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés pour les 10 combinaisons de points numérisés, n=9000 à 15800.

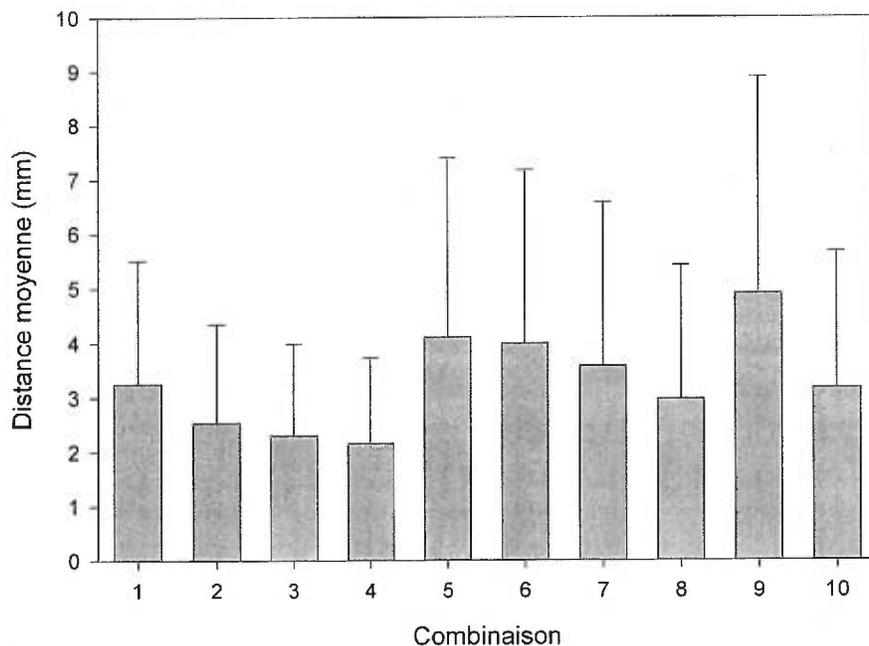


Figure D-4: Distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des repères anatomiques pour les 10 combinaisons de points numérisés, n=10200.

- #1, #5, #6, et #9 : respectivement les points du protocole (1) ; les points du protocole dont les points sur les apophyses épineuses ont été remplacés par deux des quatre points supplémentaires (#5 et #6) et les points du protocole dont les points sur les apophyses ont été remplacés par les quatre points supplémentaires (#9).

Les distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des repères anatomiques ne peuvent être regroupées, car toutes les combinaisons donnent des résultats significativement différents. Les combinaisons classées par ordre décroissant de distance sont :

- #4: tous les points, soit les points du protocole plus quatre points supplémentaires ;
- #3: les points du protocole plus trois points supplémentaires ;
- #2: les points du protocole plus deux points supplémentaires ;
- #8: les points du protocole dont les points sur les apophyses épineuses ont été remplacés par les quatre points supplémentaires ;
- #10: les points du protocole dont les points sur les apophyses transverses (vertèbres thoraciques) et articulaires inférieures (vertèbres lombaires) sont remplacés par les quatre points supplémentaires ;
- #1: points du protocole ;
- #7: points du protocole dont les points sur les apophyses épineuses sont remplacés par trois des quatre points supplémentaires ;
- #6: les points du protocole dont les points sur les apophyses épineuses ont été remplacés par deux des quatre points supplémentaires ;
- #5: les points du protocole dont les points sur les apophyses épineuses ont été remplacés par deux des quatre points supplémentaires ;

- #9: points du protocole dont les points sur les apophyses ont été remplacés par les quatre points supplémentaires.

**ANNEXE E : VALIDATION DU SYSTEME DE SUIVI PAR DES MESURES REALISEES
SUR UNE COLONNE SECHE**

E1. Grilles de points versus surfaces paramétriques

L'algorithme de recalage a été appliqué 2 fois par vertèbre, une première fois avec les surfaces exprimées par des grilles et une seconde avec les surfaces paramétriques. Les points du protocole opératoire (combinaison #1) ont été numérisés sur les deux colonnes scoliothiques avec le numériseur 1 ($\pm 2,5\text{mm}$), le nouveau dictionnaire des primitives anatomiques a été utilisé (dictionnaire #2) ainsi que le modèle 3D pré-opératoire #1 (à 6 repères anatomiques) et finalement le module de correction a été appliqué aux repères anatomiques de ce modèle. Les moyennes et écarts-types des distances entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques sont présentés à la figure E-1.

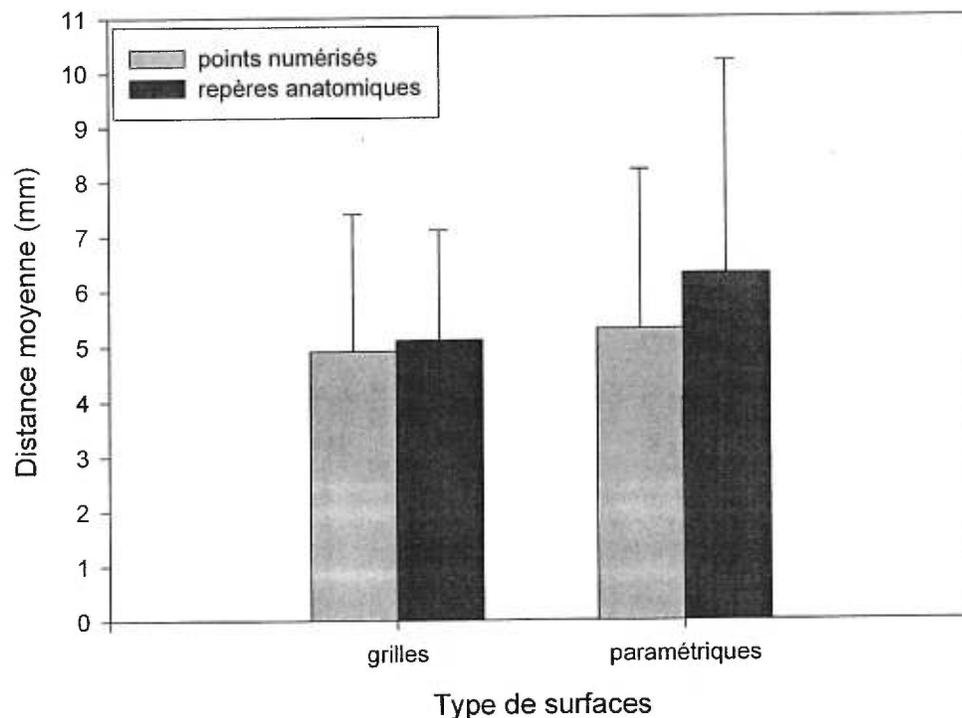


Figure E-1: Distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques, pour des surfaces représentées par des grilles ou par des surfaces paramétriques pour les deux colonnes scoliothiques combinées

E2. Comparaison des dictionnaires avec et sans module de correction

Les points du protocole opératoire (combinaison #1) ont été numérisés avec le numériseur 1 ($\pm 2,5\text{mm}$), le modèle 3D pré-opératoire #1 (à 6 repères anatomiques) a été utilisé, avec et sans application du module de correction. Les moyennes et écarts-types des distances entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques sont montrés sous forme d'histogramme à la figure E-2.

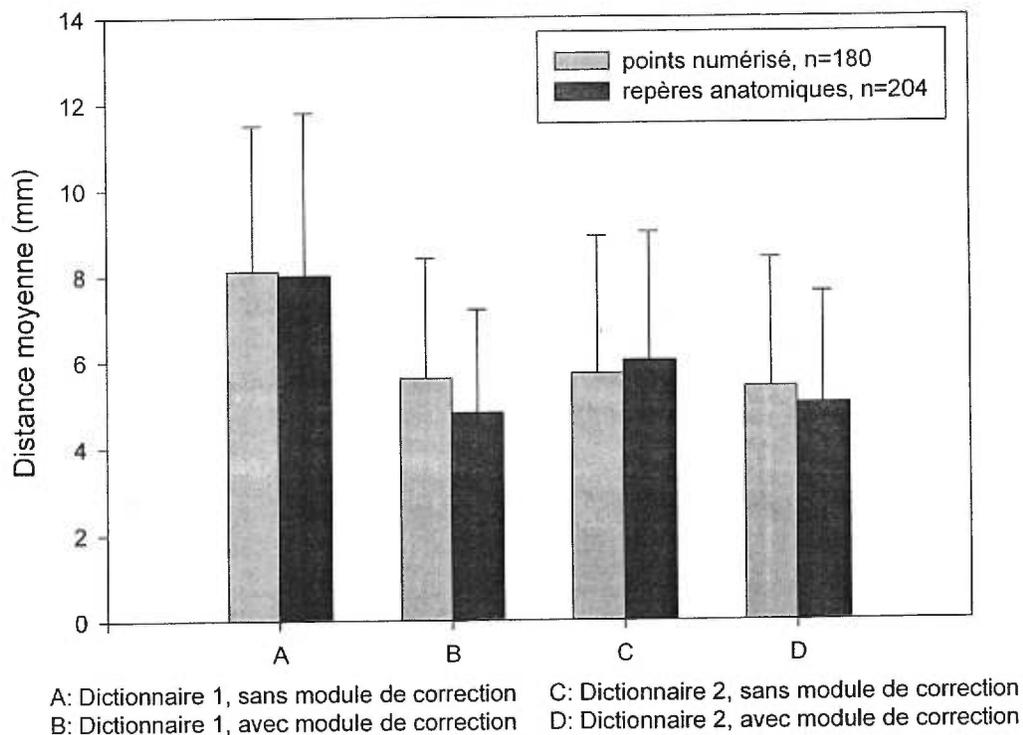


Figure E-2: Distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques, pour les deux dictionnaires, avec et sans application du module de correction.

E3. Comparaison des trois modèles 3D pré-opératoires, sans ou avec application du module de correction

Les trois modèles pré-opératoires issus de la reconstruction radiographique basée sur la numérisation de 6, 8 et 9 repères anatomiques ont été utilisés avec et sans module de correction. Les points du protocole opératoire (combinaison #1) ont été numérisés avec le numériseur 1 ($\pm 2,5\text{mm}$). Les moyennes et écarts-types des distances entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques sont présentés sous forme d'histogramme aux figures E-3 et E-4.

E4. Choix du nombre et de la localisation des points numérisés sur la partie postérieure des vertèbres

Dix combinaisons de points numérisés ont été utilisées par le programme de recalage (tableau V). Le recalage est effectué pour chacune de ces combinaisons de points numérisés. Les moyennes et écarts-types des distances entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés et des repères anatomiques calculés pour ces 10 combinaisons de points numérisés sont présentés sous forme d'histogramme à la figure E-5.

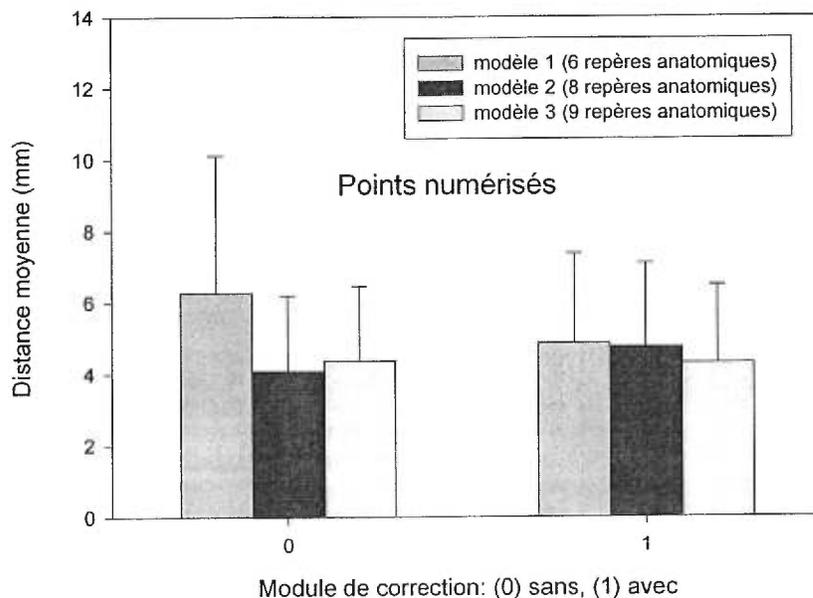


Figure E-3: Distances moyennes entre les positions estimées et de référence des points numérisés pour les 3 modèles pré-opératoires, avec et sans application du module de correction (n=90, 90, 90 et 270).

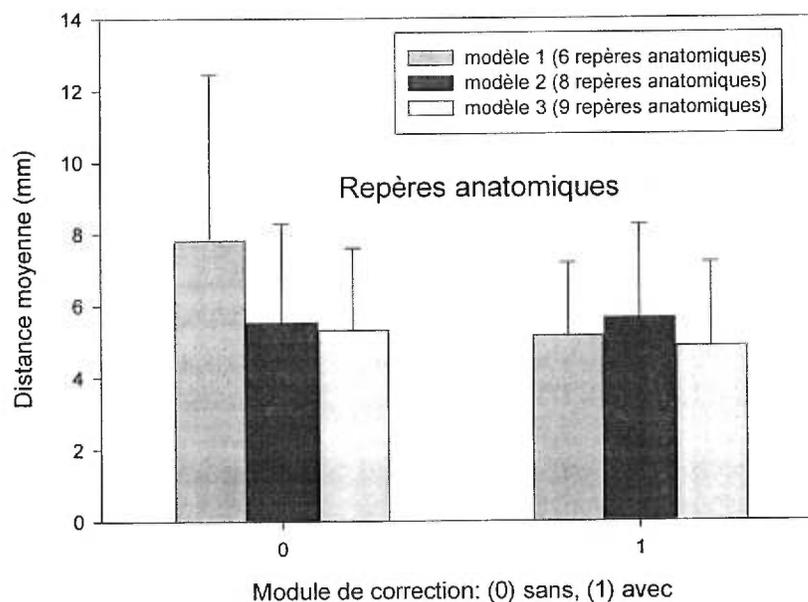


Figure E-4: Distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des repères anatomiques pour les 3 modèles pré-opératoires, avec et sans application du module de correction, (n=204, 272, 306 et 782).

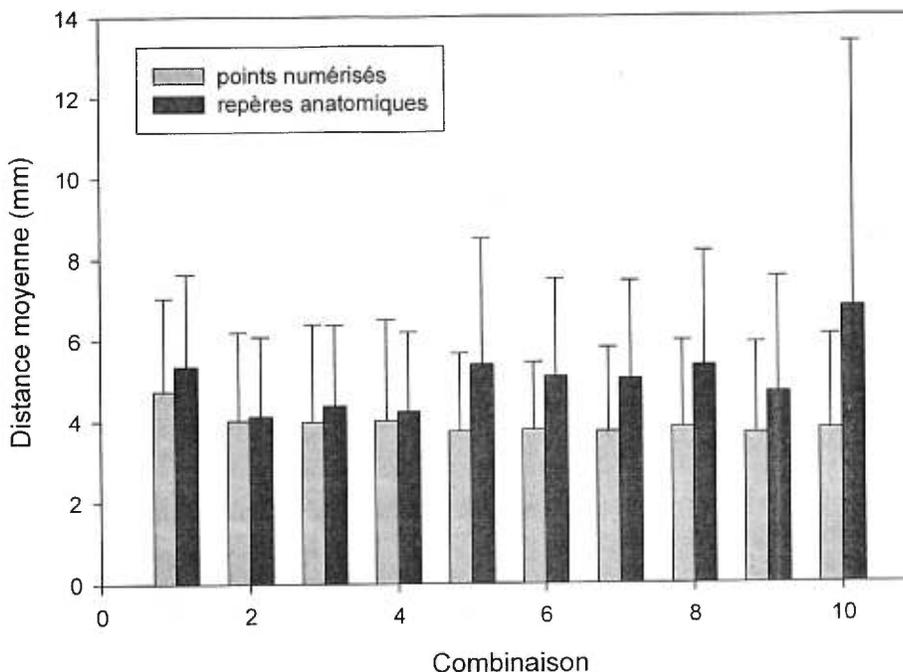


Figure E-5: Distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés (n=270 à 474) et des repères anatomiques (n=391) pour 10 combinaisons de points numérisés.

Les distances moyennes ont été comparées à l'aide de tests ANOVA ($\alpha=0,05$). En comparant les distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des points numérisés, deux groupes se distinguent d'après le choix des points numérisés. Dans chaque groupe, il n'y a aucune différence significative entre les distances moyennes. Le premier groupe est composé des combinaisons #2 à #10 et le second de la combinaison #1. C'est donc dire qu'en considérant le critère des erreurs de localisation des points numérisés, la numérisation des combinaisons #2 à #10 donne des résultats équivalents et supérieurs à ceux obtenus avec la combinaison #1. Il semble donc que toutes les autres combinaisons soient meilleures que les points du protocole opératoire (combinaison #1).

Les distances moyennes entre les positions estimées et les positions de référence des repères anatomiques peuvent être regroupées en trois groupes significativement

différents, composés respectivement par ordre croissant de distances, des combinaisons #2-#3-#4-#9, #1-#5-#6-#7-#8 et #10.

Puisqu'il est plus important de bien ajuster les positions estimées des repères anatomiques que celles des points numérisés, il est préférable de ne considérer que les distances moyennes des repères anatomiques. L'erreur de localisation des repères anatomiques peut être minimisée en numérisant les combinaisons #2, #3, #4 et #9, les combinaisons #2, #3 et #4 correspondent aux points du protocole auxquels 2, 3 ou 4 points supplémentaires ont été numérisés, tandis que la combinaison #9 correspond aux points du protocole dont les points situés sur les apophyses (épineuses, transverses et articulaires) ont été remplacés par les quatre points supplémentaires.

ANNEXE F : RESULTATS CLINIQUES

F1. Indices régionaux

Les angles de Cobb mesurés dans divers plans (frontal, sagittal et plan de déformations maximale) et l'orientation du plan de déformations maximale calculés avec les modèles pré-opératoires, per-opératoires (pré et post-instrumentation) et post-opératoires sont présentés au tableau XV.

Tableau XV : Moyennes et écarts-types (entre parenthèses) des indices régionaux (pré/per/post-opératoires) ainsi que les différences (pré-opératoires/pré-instrumentation ; post-instrumentation/post-opératoires ; pré/post-opératoires ; pré/post-instrumentation) de ces indices (n=28)*.

	Angle de Cobb dans le plan frontal	Angle de Cobb dans le plan sagittal	Angle de Cobb dans le plan de déformation maximale	Orientation du plan de déformation maximale
Pré-op	53,2° (8,9°)	41,3° (13,3°)	59,2° (10,2°)	32,3° (21,8°)
Per-op : pré-inst	36,7° (12,3°)	17,0° (8,0°)	40,5° (11,5°)	41,3° (28,1°)
Per-op : post- inst	24,2° (12,0°)	24,6° (11,5°)	35,3° (12,3°)	43,2° (16,6°)
Post-op	22,9° (11,3°)	40,6° (14,1°)	34,1° (14,3°)	52,6° (18,7°)
Diff. pré-op/pré- inst	16,1° (9,9°) p=4,5*10 ⁻⁸	25,0° (14,9°) p=6,4*10 ⁻⁹	18,2° (10,5°) p=4,7*10 ⁻⁹	7,8° (31,6°) p=0,28
Diff. post- inst/post-op	-1,1° (11,1°) p=0,63	15,7° (17,7°) p=1,3*10 ⁻⁴	-0,5° (18,0°) p=0,88	-10,8° (25,3°) p=0,042
Diff. pré- op/post-op	29,4° (10,5°) p=5,1*10 ⁻¹³	1,7° (14,8°) p=0,57	24,4° (13,9°) p=5,6*10 ⁻⁹	21,6° (25,9°) p=0,0004
Diff. pré- inst/post-inst	12,5° (9,9°) p=3,3*10 ⁻⁷	-7,6° (9,4°) p=2,1*10 ⁻⁴	5,2° (10,6°) p=1,6*10 ⁻²	1,9° (32,0°) p=0,76

* Les sections ombragées indiquent les différences significatives

F2. Indices vertébraux

Les tableaux XVI et XVII présentent respectivement les translations et rotations vertébrales pour toutes les courbes confondues. Tous ces indices sont contraints, c'est-à-dire qu'ils ont été calculés pour les vertèbres situées entre les vertèbres limites supérieures et inférieures. Dans le plan frontal, la translation latérale (Y) est de $12,4 \pm 9,0$ mm, pour un p de $1,6 \cdot 10^{-16}$, tandis que la correction correspondante (valeur absolue de la translation en Y) est de $7,7 \pm 11,3$ mm pour un p de $2,1 \cdot 10^{-16}$, cette correction est donc significative. Il y a de plus une correction significative de la rotation frontale (X) de $4,8 \pm 5,5^\circ$ ($p = 5,6 \cdot 10^{-5}$). Il est à noter que quoique les corrections soient significatives elles sont incomplètes. En effet, après l'instrumentation, la valeur absolue de la distance latérale est de $12,5 \pm 13,0$ mm et la valeur absolue de l'angle frontal est de $4,8 \pm 5,5^\circ$. Dans les deux cas des valeurs nulles auraient indiqué une correction complète.

Dans le plan sagittal, les translations antéro-postérieures sont significatives, tandis que les rotations sagittales ne le sont pas. Ces deux indices ne sont pas suffisants pour dire qu'il y a correction dans ce plan (si les courbes physiologiques sont reconstituées). Les angles de Cobb dans le plan de déformation maximale et l'orientation de ces plans indiquent s'il y a correction, tandis que les translations et rotations dans le plan sagittal indiquent plutôt comment cette correction, s'il y a lieu, est réalisée. Il a déjà été vu à la section précédente qu'il y avait une correction significative des courbes scoliothiques dans le plan sagittal. Dans le plan axial, les rotations axiales (Z) et les corrections correspondantes ne sont pas significatives ($p = 0,3$ et $0,98$).

Tableau XVI: Distances et translations (mm) du centre des vertèbres pour toutes les courbes (n=177)*.

Directions	Distances pré-instrumentation	Distances post-instrumentation	Translations : différences pré/post-instrumentation	p
Antéro-postérieures (X)	20,1 (14,9)	-23,3 (18,0)	7,6 (5,2)	1,9*10 ⁻⁶
Latérales (Y)	-15,6 (21,3)	-7,0 (16,6)	12,4 (9,0)	1,6*10 ⁻¹⁶
Latérales (abs(Y))	20,2 (17,1)	12,5 (13,0)	7,7 (11,3)	2,1*10 ⁻¹⁶
Céphalo-caudales (Z)	142,2 (74,3)	147,8 (77,7)	5,6 (7,6)	2,4*10 ⁻¹⁸

* Les sections ombragées indiquent les différences significatives

Tableau XVII: Angles et rotations vertébrales (degrés) pour toutes les courbes (n=177)*.

Directions	Angles pré-instrumentation	Angles post-instrumentation	Rotations : différences pré/post-instrumentation	p
Frontales (X)	0,9 (15,6)	0,2 (10,9)	6,4 (4,7)	0,23
Frontales (abs(X))	13,2 (8,2)	8,4 (6,8)	4,8 (5,5)	2,0 *10 ⁻²³
Sagittales (Y)	-5,0 (8,3)	-4,4 (10,9)	5,1 (3,9)	0,22
Axiales (Z)	3,0 (18,3)	-0,2 (18,4)	7,3 (8,1)	5,6 *10 ⁻⁵
Axiales (abs(Z))	15,2 (10,6)	15,2 (10,4)	0,0 (7,4)	0,98

* Les sections ombragées indiquent les différences significatives

Les rotations vertébrales sont regroupées par type de courbes et présentées au tableau XVIII. Les différences d'angles frontaux (rotations frontales) ne sont jamais

significatives, tandis que les corrections de la rotation frontale sont significatives. Au contraire, les différences d'angles axiaux (rotations axiales) sont significatives pour tous les types de courbes, sauf dans le cas des courbes lombaires gauches, tandis que les corrections de la rotation axiale ne le sont pas. Les différences d'angles sagittaux (rotations sagittales) sont significatives pour tous les types de courbes, sauf dans le cas des courbes lombaires gauches ou lorsque toutes les courbes sont confondues.

Les translations et rotations des vertèbres apicales, limites supérieures et inférieures sont présentées et regroupées pour les courbes thoraciques droites et thoraciques droites-lombaires gauches au tableau XIX.

Les translations antéro-postérieures et latérales des courbes thoraciques droites et des segments thoraciques des courbes thoraciques droites-lombaires gauches sont maximales au niveau apical, tandis que pour les segments lombaires des courbes thoraciques droites-lombaires gauches elles sont maximales au niveau des vertèbres limites supérieures.

Les translations céphalo-caudales sont maximales au niveau des vertèbres limites supérieures et diminuent en s'en éloignant, et ce pour tous les types de courbes. Ceci indique qu'il y a un étirement de la colonne.

Les rotations sagittales et axiales se comportent de manière différente selon qu'il s'agit de courbes simples (thoraciques droites) ou doubles (thoraciques droites-lombaires gauches). Dans les deux cas, les rotations sagittales des vertèbres limites supérieures sont opposées à celles des vertèbres limites inférieures, mais elles sont maximales au niveau des vertèbres limites supérieures pour les courbes thoraciques droites et maximales au niveau des vertèbres limites inférieures pour les segments thoraciques des courbes thoraciques droites-lombaires gauches.

Tableau XVIII: Rotations vertébrales regroupées par type de courbes*.

Type de courbe T : thoracique L : Lombarie (nb. de patients ; nb. de vertèbres)	Rotations	Moyenne (degré)	Écart-type (degré)	p
T droites (13, 93)	X	5,5	4,4	0,42
	abs(X)	4,3	5,5	4,4*10 ⁻¹¹
	Y	4,7	4,1	4,3*10 ⁻³
	Z	8,4	10,1	4,0*10 ⁻³
	abs(Z)	0,2	7,5	0,84
L gauches (3,18)	X	9,5	5,1	0,85
	abs(X)	7,5	7,3	4,2*10 ⁻⁴
	Y	8,3	4,1	0,93
	Z	8,8	6,2	0,12
	abs(Z)	2,1	10,3	0,41
T droites – L gauches (5,55)	X	7,3	4,6	0,16
	abs(X)	5,3	4,8	6,1*10 ⁻¹¹
	Y	4,9	3,0	0,015
	Z	4,8	4,2	5,8*10 ⁻³
	abs(Z)	0,2	6,0	0,78
T gauches –L droites (1,11)	X	3,7	1,8	0,5
	abs(X)	2,2	3,4	0,06
	Y	3,7	3,2	0,004
	Z	7,7	3,4	0,56
	abs(Z)	-5,6	5,9	0,01
Total (22,177)	X	6,4	4,7	0,23
	abs(X)	4,8	5,5	1,99*10 ⁻²³
	Y	5,1	3,9	0,22
	Z	7,3	8,1	5,6*10 ⁻⁵
	abs(Z)	0,0	7,4	0,98

* Les sections ombragées indiquent les différences significatives

Les rotations axiales sont maximales au niveau apical pour les courbes thoraciques droites, tandis qu'elles sont minimales au niveau apical pour les segments thoraciques des courbes thoraciques droites-lombaires gauches. Aucun phénomène biomécanique connu ne permet d'expliquer cette différence entre les deux types de courbes.

Tableau XIX: Translations et rotations des vertèbres limites et apicales pour les courbes thoraciques droites et thoraciques droites-lombaires gauches.

Paramètres estimés	Types de courbes T : Thoracique, L : Lombarie D : Droite. G : Gauche		
	TD n=13	TD-LG n=5	
		Segment thoracique	Segment lombaire
Translations antéro-postérieures (mm)			
Vertèbres limites supérieures	1,0±9,3	9,5±7,4	6,8±11,2
Vertèbres apicales	6,8±5,4	11,1±9,5	-1,1±8,1
Vertèbres limites inférieures	4,6±5,0	6,8±11,2	-1,3±2,7
Translations latérales (mm)			
Vertèbres limites supérieures	10,0±14,6	13,0±6,8	13,6±7,8
Vertèbres apicales	14,0±13,0	18,1±6,3	-0,3±7,1
Vertèbres limites inférieures	8,4±9,2	13,6±7,8	-0,8±5,0
Translations céphalo-caudales (mm)			
Vertèbres limites supérieures	8,2±8,0	14,5±14,4	3,6±7,4
Vertèbres apicales	5,4±6,3	6,4±9,8	0,8±4,2
Vertèbres limites inférieures	0,6±4,8	3,6±7,4	-0,5±1,4
Rotations frontales (degrés)			
Vertèbres limites supérieures	3,6±4,9	4,9±2,6	-10,0±1,6
Vertèbres apicales	2,3±4,1	4,0±2,5	-8,3±6,2
Vertèbres limites inférieures	-8,3±6,7	-10,0±1,6	6,6±13,8
Rotations sagittales (degrés)			
Vertèbres limites supérieures	4,8±4,8	2,1±6,1	-5,9±2,9
Vertèbres apicales	3,1±5,8	0,1±3,5	-5,4±6,3
Vertèbres limites inférieures	-3,3±4,0	-5,9±2,9	1,1±8,6
Rotations axiales (degrés)			
Vertèbres limites supérieures	-0,7±12,5	4,5±4,2	3,8±3,9
Vertèbres apicales	4,2±10,6	0,7±5,3	3,7±10,8
Vertèbres limites inférieures	2,8±10,5	3,8±3,9	-2,0±7,9

Les rotations frontales et sagittales des vertèbres limites supérieures sont effectuées dans le sens inverse des rotations des vertèbres limites inférieures.

F3. Indices intervertébraux

Les indices intervertébraux sont les différences de rotations locales entre deux vertèbres successives et sont exprimées dans le référentiel local (figure 2-5) de la vertèbre inférieure. Elles sont regroupées par type de courbes (tableau XX) ou de vertèbres (tableau XXI) ou sont calculées pour les vertèbres limites et apicales (tableau XXII).

Tableau XX: Rotations intervertébrales pré et post-instrumentation et différences de ces rotations, regroupées par type de courbes. Les rotations sont calculées entre deux vertèbres successives et exprimées dans le référentiel local de la vertèbre inférieure.

Types de courbes	Axe de projection	Rotations pré-instrumentation Moyenne (écart-type) (degré)	Rotations post-instrumentation Moyenne (écart-type) (degré)	Différences de rotations Moyenne (écart-type) (degré)	p	Nombre de patients, nombre de vertèbres
T thoracique L Lombar						
T droite	X _L	9,5 (4,6)	10,2 (5,9)	3,7 (2,7)	0,78	13, 91
	Z _L	9,1 (4,7)	9,7 (5,4)	8,3 (9,6)	0,23	
L gauche	X _L	11,8 (5,0)	11,6 (6,6)	4,2 (3,6)	0,13	3, 17
	Z _L	12,0 (8,2)	11,6 (7,7)	9,2 (7,1)	0,85	
T droite - L gauche	X _L	10,2 (4,8)	9,1 (4,9)	4,0 (3,8)	0,18	5, 52
	Z _L	8,9 (4,3)	8,5 (5,2)	5,9 (4,3)	0,66	
T gauche - L droite	X _L	10,3 (3,2)	13,0 (7,3)	5,7 (3,8)	0,07	1, 10
	Z _L	9,4 (3,7)	13,0 (7,6)	7,1 (4,6)	0,15	
Total	X _L	10,0 (4,7)	10,2 (5,8)	4,0 (3,2)	0,53	22, 170
	Z _L	9,3 (5,0)	9,7 (5,8)	7,6 (7,9)	0,35	

Tableau XXI: Rotations intervertébrales pré et post-instrumentation et différences de ces rotations, regroupées par type de vertèbres.

Type de vertèbre	Axe de projection	Rotations pré-instrumentation	Rotations post-instrumentation	Différences de rotations	p
		Moyenne (écart-type) (degré)	Moyenne (écart-type) (degré)	Moyenne (écart-type) (degré)	
Thoracique n=139	X _L	10,2 (4,9)	10,4 (6,0)	4,1 (3,4)	0,66
	Z _L	9,6 (5,2)	10,0 (6,0)	4,3 (4,0)	0,44
Lombaire n=31	X _L	10,5 (5,0)	11,8 (5,9)	4,0 (2,8)	0,14
	Z _L	8,8 (4,1)	10,4 (5,5)	4,0 (3,0)	0,079

Tableau XXII: Rotations intervertébrales des vertèbres limites et apicales pour les courbes thoraciques droites et thoraciques droites-lombaires gauches.

Paramètres estimés	Types de courbes T : Thoracique, L : Lombaire D : Droite. G : Gauche		
	TD n=13	TD-LG n=5	
		Segment thoracique	Segment lombaire
Rotations frontales (degrés)			
Vertèbres limites supérieures	5,0±3,5	5,4±6,3	2,1±1,7
Vertèbres apicales	3,1±2,7	5,2±5,2	4,7±5,7
Vertèbres limites inférieures	4,2±2,8	2,1±1,7	4,0±3,0
Rotations sagittales (degrés)			
Vertèbres limites supérieures	6,0±7,7	4,5±3,2	2,6±2,0
Vertèbres apicales	2,7±2,8	10,8±10,9	1,6±1,2
Vertèbres limites inférieures	3,2±2,4	2,6±2,0	2,1±1,7
Rotations axiales (degrés)			
Vertèbres limites supérieures	8,2±6,3	11,8±11,3	5,5±2,7
Vertèbres apicales	5,7±6,1	7,8±5,6	1,8±1,2
Vertèbres limites inférieures	11,0±14,6	5,5±2,7	4,3±3,1