

Titre: Reconstruction rapide en trois dimensions de colonnes vertébrales
Title: scoliotiques à partir d'images radiographiques

Auteur: Muriel Vaiton
Author:

Date: 2000

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Vaiton, M. (2000). Reconstruction rapide en trois dimensions de colonnes
Citation: vertébrales scoliotiques à partir d'images radiographiques [Master's thesis, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/8917/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/8917/>
PolyPublie URL:

**Directeurs de
recherche:** Jean Dansereau, & Jacques A. De Guise
Advisors:

Programme: Unspecified
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

**RECONSTRUCTION RAPIDE EN TROIS DIMENSIONS DE COLONNES
VERTÉBRALES SCOLIOTIQUES À PARTIR D'IMAGES RADIOGRAPHIQUES**

MURIEL VAITON

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

**MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES**

(GÉNIE BIOMÉDICAL)

DÉCEMBRE 2000



**National Library
of Canada**

**Acquisitions and
Bibliographic Services**

**395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada**

**Bibliothèque nationale
du Canada**

**Acquisitions et
services bibliographiques**

**395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada**

Your file Votre référence

Our file Notre référence

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

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

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

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

0-612-60918-9

Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

RECONSTRUCTION RAPIDE EN TROIS DIMENSIONS DE COLONNES
VERTÉBRALES SCOLIOTIQUES À PARTIR D'IMAGES RADIOGRAPHIQUES

présenté par : VAITON Muriel

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

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

M. MATHIEU Pierre, Ph.D., président

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

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

M. GRIMARD Guy, M.D., membre

*À ma Famille, parents, frère et grands-parents, qui
malgré la distance, demeurent toujours à mes côtés.*

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier mes directeur et co-directeur de recherche, le Dr. Jean Dansereau, professeur titulaire au département de génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal (EPM) et le Dr. Jacques de Guise, professeur titulaire au département de génie de la production automatisée de l'École de Technologie Supérieure de Montréal (ETS), pour m'avoir proposé ce sujet et m'avoir encadrée tout au long du déroulement de cette maîtrise. Leur support technique, leurs conseils pertinents, leur soutien et leur grande disponibilité ont fortement contribué à la réalisation de ces travaux.

D'autre part, j'adresse mes remerciements aux membres de l'entreprise Biorthex Inc., en collaboration avec laquelle ce projet s'est effectué, ainsi qu'à l'ensemble des personnes travaillant au sein des Laboratoire Informatique de la Scoliose en 3D (LIS3D) et Laboratoire de Modélisation Biomécanique et de Chirurgie Assistée par Ordinateur et au personnel du centre de recherche de l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal (HSJ). Je tiens à remercier plus particulièrement le Dr. Guy Grimard, chirurgien orthopédiste au HSJ et professeur agrégé au département de chirurgie de la Faculté de médecine de l'Université de Montréal, pour ses précieuses recommandations et son dévouement ainsi que le Dr. Hubert Labelle, chef du groupe de recherche sur les déformations musculo-squelettiques de l'HSJ et professeur titulaire de clinique au département de chirurgie de la Faculté de médecine de l'Université de Montréal, pour son implication et ses apports cliniques. Je remercie en outre Christian Bellefleur, Yvan Petit, Marie Beauséjour et Sébastien

remercie en outre Christian Bellefleur, Yvan Petit, Marie Beauséjour et Sébastien Delorme car leurs aides technique et informatique m'ont permis de mener à bien ce projet dans des conditions très favorables. Je tiens également à remercier Philippe Labelle, pour le temps consacré aux tests de la méthode et pour son support quant à la lecture des radiographies, ainsi que Julie Joncas pour ses conseils cliniques. Enfin, j'adresse aussi mes remerciements aux étudiants du LIS3D, plus spécifiquement Patrick Garceau, Isabelle Villemure et Florent Salako pour leur soutien moral quotidien, leurs apports techniques et la relecture de ce présent mémoire.

J'aimerais aussi remercier le Dr. Pierre Mathieu, professeur agrégé au département de génie biomédical de l'Université de Montréal (UdeM), pour avoir accepté la présidence du jury évaluant ce travail.

Ce projet est financé par le Conseil de Recherche en Sciences Naturelles et en Génie (CRSNG) du Canada.

Je remercie également l'École Centrale Paris, France, qui m'a proposée de venir réaliser ces travaux à l'École Polytechnique de Montréal.

Enfin, je tiens à remercier chaleureusement ma famille et mes amis, plus particulièrement mes parents, mon frère et ma grand-mère pour leur dévouement, leur confiance, leur compréhension et leur soutien, ainsi qu'Anne-Laure Pérard et Michel Daronat pour la relecture de ce mémoire, leur contribution technique et leur amitié.

RÉSUMÉ

La scoliose est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin (De Smet et coll., 1984 ; Deacon et coll., 1984 ; Stokes et coll., 1987 ; Perdiolle, 1979). Un cas particulier de cette maladie concerne les scolioses dites idiopathiques, de cause inconnue et souvent diagnostiquées chez l'adolescente. De face, la colonne vertébrale de patients scoliotiques, droite et symétrique chez des sujets sains, présente des déviations latérales, donnant au rachis la forme de « S » ou de « C ». Dans le plan sagittal, les courbes sont également affectées. Afin de réaliser le suivi clinique et dans le cadre du traitement orthopédique ou chirurgical des déformations scoliotiques, les radiographies frontales et latérales à rayons X sont largement utilisées par les cliniciens. Néanmoins, elles présentent l'inconvénient de ne donner qu'un aperçu de la colonne en deux dimensions, alors que la scoliose provient de mouvements combinés dans l'espace de rotation et de torsion (Perdiolle, 1979). C'est pourquoi une visualisation 3D du rachis du patient à traiter est un outil d'aide pertinent pour le clinicien dans le diagnostic et le traitement de la scoliose idiopathique.

Une technique de reconstruction en trois dimensions personnalisée au patient de colonnes vertébrales scoliotiques a été développée au Laboratoire Informatique de la Scoliose en 3D (LIS3D) de l'Hôpital Sainte-Justine (André et coll. 1989 ; Aubin et coll. 1997 ; Dansereau et coll., 1990). Cette méthode, dite reconstruction raffinée de la colonne, s'appuie sur les deux radiographies, frontale et latérale, du patient évalué ou en traitement, sur lesquelles six repères anatomiques par vertèbre sont identifiés : il s'agit du

centre des plateaux inférieur et supérieur ainsi que du sommet inférieur et supérieur des pédicules droit et gauche. Les coordonnées bidimensionnelles de ces repères anatomiques sont ensuite mises en correspondance et l'algorithme Direct Linear Transformation (DLT) (Marzan, 1976) fournit les coordonnées tridimensionnelles de ces points. Des indices cliniques, tels que les angles de Cobb ou les rotations axiales, peuvent aussi être calculés. Cette technique, bien qu'obtenant une précision de reconstruction tridimensionnelle de $2,1 \pm 1,5$ mm (Aubin et coll., 1997) et étant donc adaptée aux besoins de la recherche, présente l'inconvénient d'être longue, puisqu'elle nécessite deux heures à un utilisateur expérimenté pour identifier les 102 repères anatomiques sur chacune des vues. Il est donc difficile de l'utiliser en clinique. Néanmoins, environ 1000 radiographies, constituant une banque de données de l'Hôpital Sainte-Justine, ont été traitées par cette méthode et sont donc dotées des coordonnées bidimensionnelles des six repères anatomiques par vertèbre.

Le présent mémoire a par conséquent pour objectif de proposer une nouvelle technique de reconstruction tridimensionnelle de colonnes vertébrales scoliotiques, dite méthode rapide. Elle utilise les deux radiographies frontale et latérale d'un patient. Sur chacune d'elles, cinq à huit points uniquement, dont le centre des plateaux inférieur de la vertèbre L4 et supérieur de la vertèbre T1, sont identifiés le long du rachis, de telle sorte que la courbe les reliant, modélisée par une spline, passe de façon optimale par les centres des plateaux vertébraux. Cette courbe permet ensuite de classer la colonne pour chaque vue selon le type de courbe et la sévérité de la déformation scoliotique, grâce à des critères

mathématiques et cliniques. Un modèle moyen, caractéristique de la catégorie précédemment déterminée, est alors utilisé pour estimer les coordonnées bidimensionnelles des six repères anatomiques par vertèbre sur les vues frontales et latérales. Ces modèles ont été préalablement construits en classant les radiographies frontale et latérale de la banque de données de l'Hôpital Sainte-Justine, dotées, grâce à un traitement par la méthode raffinée, des coordonnées bidimensionnelles des six repères anatomiques par vertèbre, puis en moyennant des paramètres géométriques relatifs à ces colonnes vertébrales, tels que les hauteurs de vertèbres, de disques ou des paramètres géométriques concernant les pédicules. L'algorithme DLT permet ensuite le calcul des coordonnées des mêmes repères anatomiques en trois dimensions. Ainsi, par sa rapidité, cette méthode est destinée à être utilisée par le clinicien directement pendant la visite du patient, de manière à lui fournir, en quelques minutes, une visualisation tridimensionnelle de la colonne vertébrale du patient en traitement.

Cette méthode rapide a été mise en œuvre et son évaluation s'est effectuée selon deux étapes : la première concerne la construction des modèles moyens ; la seconde porte sur l'estimation des six repères anatomiques par vertèbre sur les vues frontale et latérale. Ainsi sont testées les influences : (1) du nombre de points identifiés le long de la colonne sur les radiographies, ce chiffre variant de cinq à huit ; (2) du modèle moyen utilisé pour estimer les coordonnées bidimensionnelles des six repères anatomiques, le modèle spécifique au type de courbe et à la sévérité de la scoliose étant comparé à un modèle global ne différenciant ni type de courbe, ni sévérité de la déformation ; (3) des erreurs

d'identification des points le long de la colonne. Enfin, les coordonnées tridimensionnelles et les indices cliniques obtenus avec les méthodes raffinée et rapide sont comparés. Ainsi, il a été montré que le classement effectué sur les radiographies frontales et latérales des colonnes vertébrales appartenant à la banque de données de l'Hôpital Sainte-Justine est très similaire à celui effectué par un clinicien d'expérience. D'autre part, les coordonnées bidimensionnelles des repères anatomiques calculées par la méthode rapide en utilisant un modèle spécifique sont plus proches de celles fournies par la méthode raffinée qu'en employant un modèle moyen global. En outre, six, huit et six points sont les nombres de points minimaux à identifier sur la vue frontale pour les groupes thoracique droite, thoracique droite lombaire gauche et lombaire gauche respectivement alors que sept points sont nécessaires sur la vue latérale. Une erreur d'identification des points le long de la colonne entraîne une variation d'estimation des repères anatomiques du même ordre, montrant ainsi que la méthode est relativement peu sensible aux erreurs d'identification des points le long de la colonne sur les radiographies. Les différences tridimensionnelles entre les reconstructions fournies par les méthodes raffinée et rapide sont de l'ordre de $3,0 \pm 2,3$ mm pour les centres des plateaux et de $4,4 \pm 2,5$ mm pour les sommets des pédicules. Enfin, concernant les indices cliniques, aucune différence significative avec les résultats de la méthode raffinée n'est détectée, excepté pour la rotation axiale à l'apex thoracique du type de courbe TDLG. La méthode rapide, proposée dans ce mémoire, fournit par conséquent une reconstruction tridimensionnelle de la colonne cohérente et pertinente. Elle est donc très adaptée à une utilisation directe en clinique pendant la visite du patient, permettant par là au clinicien

de visualiser rapidement la colonne de son patient en trois dimensions et lui procurant des indices cliniques fiables pour le choix du traitement à appliquer.

ABSTRACT

Adolescent idiopathic scoliosis is a complex three-dimensional (3D) anomaly of the spine, rib cage and pelvis (De Smet and al., 1984 ; Deacon and al., 1984 ; Stokes and al., 1987 ; Perdriolle, 1979). Of unknown origin, idiopathic scoliosis predominantly affects females during their adolescent growth spurt. While normal spines are straight and symmetric in the frontal view, scoliotic spines develop lateral deviations in “S” or “C” shapes in the frontal plane as well as alterations in the sagittal profiles. For follow-up of their patients as well as the choice of treatment (orthopedic bracing or surgical treatment), clinicians commonly use frontal and lateral X-rays radiographs to visualize scoliotic deformities, which only provide a two-dimensional (2D) understanding of the spinal deformity. However, alterations involved in scoliotic deformity are composed of rotations and torsions in three dimensions (Perdriolle, 1979). Consequently, 3D visualization of the patient’s spine represents a helpful tool for diagnosis and treatment.

A 3D personalized reconstruction technique for scoliotic spines was developed in the Laboratoire Informatique de la Scoliose 3D (LIS3D) at the Sainte-Justine Hospital (André and al., 1989; Aubin and al., 1997; Dansereau and al., 1990). This method refers to a “precise technique”. Geometrical data of vertebrae are reconstructed in 3D using two calibrated X-rays (postero-anterior and lateral) taken in an apparatus normalizing the position of the subject and incorporating a calibration object. For each vertebra, six anatomical landmarks (the vertebral endplate centers and the inferior and superior tips of

both pedicles) are digitized on both X-rays and reconstructed in 3D using the Direct Linear Transformation (DLT) (Marzan, 1976). Clinical indices, such as Cobb angles or axial rotations, can be analytically calculated from 3D reconstructed spines of scoliotic subjects. Although this technique has a 3D precision of $2,1 \pm 1,5$ mm (Aubin and al., 1997) and offers potential for clinical research, its rather extensive processing represents a disadvantage for clinical use. An expert technician needs two hours to digitize 102 anatomical landmarks on each view. Nevertheless, more than 1000 frontal and lateral radiographs have been processed using this method to compose the data bank of the Sainte-Justine Hospital and include the digitized 2D coordinates of the six anatomical landmarks per vertebra.

The objective of this project is to propose a new 3D reconstruction technique of scoliotic spines, referred to as the "fast method". In this technique, only five to eight points located on the overall shape of the spine, including the inferior and superior endplates centers of T1 and L4 vertebrae, are digitized on the frontal and lateral radiographs of the patient, so that the spline modeled curve joining these points meets the endplates centers along the spine in an optimal way. This curve is then classified on each view based on the scoliotic curve type and its severity using mathematical and clinical criteria. An average model, corresponding to the identified type and severity, is then used to estimate the 2D coordinates of the six anatomical landmarks per vertebra on the frontal and lateral planes. These average models were formerly built from a classification of the radiographs from Sainte-Justine Hospital's data bank, on which digitizing with the precise technique

provided the 2D coordinates of the six vertebral landmarks per vertebra, as well as from an evaluation of some averaged geometrical parameters such as vertebral and intervertebral heights or pedicles geometrical parameters. The DLT algorithm is then used to calculate the 3D coordinates of these six anatomical landmarks. This method, mainly because of its rapidity, is aimed to provide the clinician with a fast 3D visualization of his patient's spine directly during the visit in clinics.

The fast method was evaluated in two steps investigating first the generation of the average models and secondly the estimation of the six anatomical landmarks per vertebra with respect to: (1) the number of points, between five and eight, identified on the overall shape of the spine; (2) the average model used to estimated 2D coordinates of the six anatomical landmarks, where the average model associated to a particular curve type and severity was compared to a global average model considering all scoliotic types and severities; (3) the identification errors on the radiographs. Finally, 3D coordinates and clinical indices obtained using both precise and fast methods were compared.

Results showed that the developed classification using the frontal and lateral radiographs belonging to the data bank is very similar to that made by an expert clinician. In addition, compared to the precise method, the 2D coordinates of the six anatomical landmarks calculated using a specific average model give closer results than the global average model. Moreover, six, eight and six points must be identified on the frontal view for respectively right thoracic, right thoracic-left lumbar and left lumbar curves while seven points can be used on the lateral radiograph. Identification errors of the points along the

spine cause variations in the estimated anatomical landmarks that are of similar magnitudes compared to the identification errors. This indicates that the method is not very sensitive to these identification errors on the radiographs. The 3D differences between the reconstructions calculated by both precise and fast methods reach about 3.0 ± 2.3 mm for the endplates centers and 4.4 ± 2.5 mm for the pedicles. Finally, no significant difference was found between the clinical indices obtained through the fast and the precise techniques, except thoracic axial rotation for right thoracic-left lumbar curves. The fast method, proposed in this project hence provides a coherent and relevant 3D reconstruction of scoliotic spines. Consequently, it is well adapted for direct use in clinics during the patient's visit, by providing the clinician with a fast 3D visualization of his patient's spine and with reliable clinical indices, helping him in the choice of an appropriate treatment for his patient.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE	iv
REMERCIEMENTS	v
RÉSUMÉ	vii
ABSTRACT	xii
TABLE DES MATIÈRES	xvi
LISTE DES TABLEAUX.....	xx
LISTE DES FIGURES	xxvi
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	xxxiii
LISTE DES ANNEXES	xxxvi
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 - REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	5
1.1 La colonne vertébrale et les vertèbres : Anatomie.....	5
1.1.1 Anatomie du rachis.....	5
1.1.2 Anatomie des vertèbres.....	9
1.2 Description de la scoliose	16
1.2.1 Déformation de la colonne vertébrale.....	16
1.2.2 Déformation des vertèbres.....	20
1.2.3 Indices géométriques	25
1.2.4 Classement.....	37

1.2.5 Méthodes de traitement de la scoliose	44
1.3 Modélisation personnalisée du rachis scoliotique.....	47
1.3.1 Reconstruction 3D multi-vues	48
1.3.2 Reconstruction 3D personnalisée	53
1.3.3 Travaux antérieurs concernant l'estimation de repères anatomiques sur des radiographies	69
CHAPITRE 2 - MATÉRIEL ET MÉTHODE	72
2.1 Approche générale	72
2.1.1 Objectifs du projet	72
2.1.2 Grandes étapes de réalisation.....	74
2.2 Construction des modèles	77
2.2.1 Hypothèses.....	77
2.2.2 Classement des courbes scoliotiques	78
2.2.3 Transformation géométrique et calcul de paramètres.....	86
2.2.4 Élaboration des modèles moyens.....	90
2.3 Estimation des coordonnées 2D des repères anatomiques.....	91
2.3.1 Identification de points sur la colonne vertébrale.....	93
2.3.2 Choix des modèles moyens	94
2.3.3 Calcul d'estimation des repères anatomiques.....	96
2.3.4 Reconstruction 3D	100
2.4 Évaluation de la méthode rapide.....	100

2.4.1 Évaluation associée à la construction des modèles moyens	100
2.4.2 Évaluation de la méthode d'estimation des repères anatomiques	102
CHAPITRE 3 - RÉSULTATS	111
3.1 Résultats associés à la construction des modèles moyens	111
3.1.1 Méthode de classement.....	111
3.1.2 Choix de la vertèbre origine du repère de travail radiographique	115
3.2 Résultats associés à l'estimation des repères anatomiques.....	117
3.2.1 Influence du nombre de points identifiés sur la colonne et du modèle moyen	120
3.2.2 Effet d'erreurs d'identification sur les points identifiés	135
3.2.3 Évaluation des indices cliniques et des coordonnées 3D des repères anatomiques.....	139
3.2.4 Évaluation du temps de reconstruction.....	144
CHAPITRE 4 - DISCUSSION	145
4.1 Discussion sur la construction des modèles moyens	145
4.2 Discussion sur l'estimation des repères anatomiques par la méthode rapide	149
4.2.1 Choix du modèle moyen et du nombre de points à identifier sur les radiographies	150
4.2.2 Discussion sur l'effet d'erreurs d'identification des points le long de la colonne sur les radiographies	155
4.2.3 Discussion sur les reconstructions 3D et sur les indices cliniques	158

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS.....166

RÉFÉRENCES171

ANNEXES.....183

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1 : Récapitulatif des mesures de Panjabi et coll. (1991, 1992)	15
Tableau 1.2 : Types de traitement selon l'angle de Cobb (tiré de Bradford et coll, 1987)	44
Tableau 3.1 : Comparaison des classements manuel et informatique des radiographies frontales traitées par la méthode raffinée	113
Tableau 3.2 : Comparaison des classements manuel et informatique des radiographies latérales traitées par la méthode raffinée	115
Tableau 3.3 : Moyennes et écarts-types des différences RMS pour les six repères anatomiques avec L5 puis L4 comme origine du repère et des calculs d'estimation des coordonnées 2D des repères anatomiques.....	116
Tableau 3.4 : Moyennes (moy) et écarts-types (e-t) en mm, sur la colonne et sur les patients, des différences de coordonnées x des six repères anatomiques entre les méthodes raffinée et rapide, avec 5, 6, 7 ou 8 points et les deux modèles moyens spécifique et global, pour les vues frontale et latérale et pour les trois types de courbe TD, TDLG et LG	123
Tableau 3.5 : Moyennes (moy) et écarts-types (e-t) en mm, sur la colonne et sur les patients, des différences de coordonnées y des six repères anatomiques entre les méthodes raffinée et rapide, avec 5, 6, 7 ou 8 points et les deux modèles moyens spécifique et global, pour les vues frontale et latérale et pour les trois types de courbe TD, TDLG et LG	126

Tableau 3.6 : Moyennes (moy) et écart-types (e-t) en mm des différences RMS pour chaque type de courbe TD, TDLG et LG en fonction du modèle moyen choisi et du nombre de points identifiés sur les vues frontale et latérale pour l'estimation des repères anatomiques par la méthode rapide	129
Tableau 3.7 : Modèles moyens et nombre de points adéquats déterminés pour chaque type de courbe pour les vues frontale et latérale.....	130
Tableau 3.8 : Moyennes (moy) et écarts-types (e-t) en mm des différences RMS pour chaque repère anatomique estimé par la méthode rapide utilisant le modèle spécifique et 6, 8 et 6 points identifiés le long de la colonne sur la vue frontale pour les trois types de courbe scoliothique TD, TDLG et LG respectivement	133
Tableau 3.9 : Moyennes (moy) et écarts-types (e-t) en mm des différences RMS pour chaque repère anatomique estimé par la méthode rapide utilisant le modèle spécifique et 6, 8 et 6 points identifiés le long de la colonne sur la vue latérale pour les trois types de courbe scoliothique TD, TDLG et LG respectivement	134
Tableau 3.10 : Moyennes (moy) et écarts-types (e-t) en mm des différences RMS pour chaque repère anatomique estimé par la méthode rapide après simulation d'erreurs d'identification des points sur la vue frontale pour les trois types de courbe scoliothique TD, TDLG et LG.....	136
Tableau 3.11 : Moyennes (moy) et écarts-types (e-t) en mm des différences RMS pour chaque repère anatomique estimé par la méthode rapide après simulation d'erreurs d'identification des points sur la vue latérale pour les trois types de courbe scoliothique TD, TDLG et LG.....	137

Tableau 3.12 : Moyennes (moy) et écarts-types (e-t) en mm des différences RMS 3D pour chaque repère anatomique, chaque groupe de patient et tout type de scoliose confondu	141
Tableau 3.13 : Moyennes, écarts-types et valeurs significatives de p obtenues par le test de Wilcoxon sur les indices cliniques pour chaque type de courbe scoliose (* : significativement différent à $p \leq 0,05$)	143
Tableau A - 1.1 : Distance des centres des plateaux vertébraux par rapport au centre du plateau inférieur de L5 en pourcentage de la longueur de la colonne (Potvin, 1992).....	183
Tableau A - 2.1 : Comparaison des méthodes de mesure de rotation axiale	184
Tableau A - 4.1 : Moyenne des RMS en mm sur les coordonnées 2D des six repères anatomiques par vertèbre, estimées par la méthode rapide avec la vertèbre L5 et la vertèbre L4 comme origine du repère de travail et des calculs d'estimation, pour 20 patients TD à angle de Cobb compris entre 30 et 60°	192
Tableau A - 5.1 : Moyennes et écarts-types des différences de coordonnée x en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe TD en vue frontale pour les modèles TD et global et 5, 6, 7, 8 points	199
Tableau A - 5.2 : Moyennes et écarts-types des différences de coordonnée y en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe TD en vue frontale pour les modèles TD et global et 5, 6, 7, 8 points	200

Tableau A - 5.3 : Moyennes et écarts-types des différences de RMS en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe TD en vue frontale pour les modèles TD et global et 5, 6, 7, 8 points	201
Tableau A - 5.4 : Moyennes et écarts-types des différences de coordonnée x en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe TD en vue latérale pour les modèles TD et global et 5, 6, 7, 8 points	202
Tableau A - 5.5 : Moyennes et écarts-types des différences de coordonnée y en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe TD en vue latérale pour les modèles TD et global et 5, 6, 7, 8 points	203
Tableau A - 5.6 : Moyennes et écarts-types des différences de RMS en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe TD en vue latérale pour les modèles TD et global et 5, 6, 7, 8 points	204
Tableau A - 5.7 : Moyennes et écarts-types des différences de coordonnée x en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe TDLG en vue frontale pour les modèles TDG et global et 5, 6, 7, 8 points	205
Tableau A - 5.8 : Moyennes et écarts-types des différences de coordonnée y en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe TDLG en vue frontale pour les modèles TDLG et global et 5, 6, 7, 8 points	206
Tableau A - 5.9 : Moyennes et écarts-types des différences de RMS en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe TDLG en vue frontale pour les modèles TDLG et global et 5, 6, 7, 8 points	207

Tableau A - 5.10 : Moyennes et écarts-types des différences de coordonnée x en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe TDLG en vue latérale pour les modèles TDLG et global et 5, 6, 7, 8 points	208
Tableau A - 5.11 : Moyennes et écarts-types des différences de coordonnée y en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe TDLG en vue latérale pour les modèles TDLG et global et 5, 6, 7, 8 points	209
Tableau A - 5.12 : Moyennes et écarts-types des différences de RMS en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe TDLG en vue latérale pour les modèles TDLG et global et 5, 6, 7, 8 points.....	210
Tableau A - 5.13 : Moyennes et écarts-types des différences de coordonnée x en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe LG en vue frontale pour les modèles LG et global et 5, 6, 7, 8 points	211
Tableau A - 5.14 : Moyennes et écarts-types des différences de coordonnée y en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe LG en vue frontale pour les modèles LG et global et 5, 6, 7, 8 points	212
Tableau A - 5.15 : Moyennes et écarts-types des différences de RMS en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe LG en vue frontale pour les modèles LG et global et 5, 6, 7, 8 points	213
Tableau A - 5.16 : Moyennes et écarts-types des différences de coordonnée x en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe LG en vue latérale pour les modèles LG et global et 5, 6, 7, 8 points	214

Tableau A - 5.17 : Moyennes et écarts-types des différences de coordonnée y en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe LG en vue latérale pour les modèles LG et global et 5, 6, 7, 8 points	215
Tableau A - 5.18 : Moyennes et écarts-types des différences de RMS en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe LG en vue latérale pour les modèles LG et global et 5, 6, 7, 8 points	216
Tableau A - 6.1 : Moyennes (moy) et écarts-types (e-t) sur les pédicules et les plateaux, en mm, des différences RMS obtenues après 50 simulations d'erreurs aléatoires d'identification des points sur les radiographies frontales et latérales pour les types de scolioses TD, TDLG et LG.....	246
Tableau A - 8.1 : Indices cliniques des patients du groupe TD calculés grâce aux méthodes raffinée et rapide.....	250
Tableau A - 8.2 : Indices cliniques des patients du groupe LG calculés grâce aux méthodes raffinée et rapide.....	250
Tableau A - 8.3 : Indices cliniques des patients du groupe TDLG calculés grâce aux méthodes raffinée et rapide.....	251

LISTE DES FIGURES

- Figure 1.1 : La colonne vertébrale : vues (a) postéro-antérieure (PA) ; (b) latérale (LAT) ; (c) antéro-postérieure (AP) (tiré de Rouvière, 1974)6
- Figure 1.2 : Comportement du disque intervertébral lombaire lors d'application de forces : (a) flexion ; (b) extension ; (c) inflexion latérale (tiré de Kapandji, 1979)7
- Figure 1.3 : Courbures normales : (a) en vue latérale ; (b) en vue frontale (tiré de Kapandji, 1979).....8
- Figure 1.4 : Anatomie de la vertèbre thoracique : vues (a) supérieure et (b) latérale (tiré de Rouvières, 1974)9
- Figure 1.5 : Anatomie interne des pédicules (tiré de Kothe et coll., 1996)11
- Figure 1.6 : Inclinaison et dimensions des pédicules lombaires (tiré de Robertson et coll., 2000)12
- Figure 1.7 : Paramètres géométriques mesurés sur les vertèbres thoraciques par Panjabi et coll. (1991).....14
- Figure 1.8 : La scoliose : déformation 3D du tronc (tiré de Bradford et coll., 1987).....16
- Figure 1.9 : Forme des vertèbres : (A) lombaire, vue latérale ; (B) lombaire, vue supérieure ; (C) thoracique, vue latérale ; (D) thoracique, vue supérieure ; (E) thoracique, vue supérieure, déformée par l'aorte (tiré de Millner et coll., 1996).....19
- Figure 1.10 : Cunéiformisation : (A) vertèbre cunéiformisée ; (B) développement de la surface du corps vertébral cunéiformisé : (a) déformation uniforme ;

(b) déformation partielle ; (c) position relative de deux vertèbres adjacentes (tiré de Perdriolle, 1993).....	21
Figure 1.11 : Mesure d'angle entre les plateaux : (a) repère utilisé ; (b) scoliose ; (c) lordose (tiré de Kojima et coll., 1992)	21
Figure 1.12 : Mesure de la sévérité de la scoliose : (a) angle de Fergusson α ; (b) angle de Cobb β	26
Figure 1.13 : Mesure de rotation axiale par groupe : (a) méthode de Cobb (1948) : à gauche, vertèbre normale sans rotation ; à droite, vertèbre avec rotation ; (b) méthode de Nash et Moe (1969)	29
Figure 1.14 : Erreur lors du calcul de la rotation axiale selon Nash et Moe : (a) et (b) représente la même valeur de rotation alors que les vertèbres subissent une rotation effective différente (tiré de Stokes et coll., 1986)	30
Figure 1.15 : Torsiomètre de Perdriolle (tiré de Perdriolle, 1979)	30
Figure 1.16 : Rotation axiale selon Stokes et coll. en (a) 3D et (b) 2D (tiré de Stokes et coll., 1986).....	32
Figure 1.17 : Classement de King : (a) type I ; (b) type II ; (c) type III ; (d) type IV ; (e) type V (tiré de King et coll., 1983)	39
Figure 1.18 : Deux sortes de corsets : (a) corset de Boston (tiré de Labelle et coll., 1992) ; (b) corset de Milwaukee	45
Figure 1.19 : Instrumentation de (a) Luque et de (b) Harrington (tiré de White et Panjabi, 1990).....	46

Figure 1.20 : Les appareils de radiographie : (a) vue de coupe d'une cassette radiographique ; (b) impression du film et grille anti-diffusion (tiré de André, 1989).....	49
Figure 1.21 : Cas normal de stéréoradiophotogrammétrie (tiré de André, 1989).....	50
Figure 1.22 : Cas convergent de stéréoradiophotogrammétrie (tiré de André, 1989).....	51
Figure 1.23: Algorithme Direct Linear Transformation (tiré de Dansereau, 1987).....	53
Figure 1.24 : Points identifiés par Hierholzer et coll. (1982).....	55
Figure 1.25 : Positionnement des sources radiographiques de la méthode de reconstruction 3D de Stokes (tiré de Stokes et coll., 1986).....	57
Figure 1.26 : Points identifiés par Stokes et coll., 1987 : (a) vue PA ; (b) vue oblique ; (c) reconstruction 3D.....	58
Figure 1.27 : Projection sur le plan sagittal des reconstructions 3D en fonction des angles d'orientation de la source radiographique de 0-5° à 0-30°. À l'extrémité droite, radiographie latérale numérisée (tiré de André et coll., 1990).....	61
Figure 1.28 : Algorithme de reconstruction du modèle géométrique (tiré de Aubin et coll., 1995).....	64
Figure 1.29 : Étapes de reconstruction 3D biplanaire personnalisée au patient.....	66
Figure 2.1 : Diagramme-bloc général du projet.....	76
Figure 2.2 : Schéma représentatif de la construction des modèles.....	79
Figure 2.3 : Classement des courbes pour la vue frontale.....	82
Figure 2.4 : Critère de différenciation des simples et doubles courbures :.....	84

Figure 2.5 : Exemples de radiographies latérales : (a) cyphose-lordose (CL), (b) dos plat (DP).....	85
Figure 2.6 : Classement des courbes pour la vue latérale	86
Figure 2.7 : Paramètres calculés lors de la construction des modèles	89
Figure 2.8 : Représentation schématique des trois étapes de la méthode d'estimation des coordonnées des repères anatomiques 2D pour la vue frontale	92
Figure 2.9 : Schéma explicatif de l'évaluation sur les coordonnées 2D : (1) influence du nombre de points et du modèle moyen choisi ; (2) étude de sensibilité aux erreurs d'identification.....	103
Figure 3.1 : Histogrammes de répartition des angles de Cobb en fonction du type de courbe pour les radiographies frontales scoliotiques traitées par la méthode raffinée : (a) lombaire gauche ; (b) thoracolombaire gauche ; thoracique droite lombaire gauche, plus précisément pour les angles de Cobb (c) thoracique et (d) lombaire ; (e) thoracique droite ; (f) thoracolombaire droite	112
Figure 3.2 : Illustration de l'interface du logiciel programmé sous Matlab et utilisé pour la mise en œuvre de l'évaluation de la méthode rapide	119
Figure 3.3 : Exemples de représentation des six repères anatomiques par vertèbre : pour la vue frontale (a) fournis par la méthode raffinée et (b) estimés par la méthode rapide ; pour la vue latérale (c) fournis par la méthode raffinée et (d) estimés par la méthode rapide	121
Figure 3.4 : Moyennes en mm des différences sur les coordonnées x entre les méthodes raffinée et rapide pour les trois types de courbes selon le modèle	

moyen choisi et le nombre de points identifiés sur les vues frontale (a) et latérale (b).....	124
--	-----

Figure 3.5 : Moyennes en mm des différences sur les coordonnées y entre les méthodes raffinée et rapide pour les trois types de courbes selon le modèle moyen choisi et le nombre de points identifiés sur les vues frontale (a) et latérale (b).....	127
--	------------

Figure 3.6 : Représentations des projections sur les vues frontale, apicale et latérale de reconstructions 3D obtenues par les méthodes raffinée ((a), (c) et (e) respectivement) et rapide ((b), (d) et (f) respectivement).....	140
--	------------

Figure A - 3.1 : Représentations de modèles moyens frontaux : (a) TD 30-60° ; (b) TDLG 30-60° ; (c) LG 30-60° ; (d) global	191
---	------------

Figure A - 3.2 : Représentations de modèles moyens latéraux : (a) Cyphose-Lordose ; (b) Dos-Plat ; (c) global	191
--	------------

Figure A - 4.1 : Histogrammes de normalité par le test de Shapiro-Wilk des différences des valeurs RMS obtenues par la méthode rapide utilisant L4 et L5 comme origine du repère de travail et des calculs d'estimation des repères anatomiques pour : (a) le pédicule inférieur droit ; (b) le pédicule inférieur gauche ; (c) le pédicule supérieur droit ; (d) le pédicule supérieur gauche ; (e) le plateau inférieur ; (f) le plateau supérieur.....	194
--	------------

Figure A - 5.1 : Représentation des six repères anatomiques par vertèbre : pour la vue frontale (a) fournis par la méthode raffinée et (b) estimés par la méthode rapide ; pour la vue latérale (c) fournis par la méthode raffinée et (d) estimés par	
---	--

la méthode rapide, pour un patient atteint d'une scoliose LG, présentant des différences RMS 2D moyennes	196
Figure A - 5.2 : Représentation des six repères anatomiques par vertèbre : pour la vue frontale (a) fournis par la méthode raffinée et (b) estimés par la méthode rapide ; pour la vue latérale (c) fournis par la méthode raffinée et (d) estimés par la méthode rapide, pour un patient atteint d'une scoliose TDLG, présentant des différences RMS 2D élevées	197
Figure A - 5.3 : Histogrammes de normalité des valeurs RMS en vue frontale obtenus par le test de Shapiro-Wilk pour : les pédicules des types de courbe (a) TD, (c) TDLG et (e) LG ; les plateaux des types de courbe (b) TD, (d) TDLG et (f) LG	217
Figure A - 5.4 : Histogrammes de normalité des valeurs RMS en vue latérale obtenus par le test de Shapiro-Wilk pour : les pédicules des types de courbe (a) TD, (c) TDLG et (e) LG ; les plateaux des types de courbe (b) TD, (d) TDLG et (f) LG	218
Figure A - 7.1 : Représentations des projections sur les vues frontale, apicale et latérale de reconstructions 3D à différences RMS 3D moyennes, obtenues par les méthodes raffinée ((a), (c) et (e) respectivement) et rapide ((b), (d) et (f) respectivement) d'un patient atteint d'une scoliose LG	247
Figure A - 7.2 : Représentations des projections sur les vues frontale, apicale et latérale de reconstructions 3D à différences RMS 3D élevées, obtenues par les	

méthodes raffinée ((a), (c) et (e) respectivement) et rapide ((b), (d) et (f)
respectivement) d'un patient atteint d'une scoliose TDLG.....248

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

2D	deux dimensions
3D	trois dimensions
AP	antéro-postérieur
CT-scan	Computing Tomography scanner : tomographie assistée par ordinateur
D_L	distance de l'apex lombaire à la droite médiane, reliant les centres des plateaux supérieur de T1 et inférieur de L5
DLT	Direct Linear Transformation : algorithme de reconstruction 3D implicite optimisé (Marzan, 1976)
D_{ped}	distance du sommet du pédicule à la droite reliant les centres des plateaux d'une vertèbre
D_T	distance de l'apex thoracique à la droite médiane, reliant les centres des plateaux supérieur de T1 et inférieur de L5
e-t	écart-type
Fichier « ortho »	type de fichier standardisé, à format défini. Les coordonnées bi- et 3Ds des repères anatomiques d'un patient sont enregistrées sous ce format
H_d	hauteur de disque
H_{ped}	distance entre le centre du plateau inférieur et le point projection du sommet du pédicule sur la droite reliant les centres des plateaux d'une vertèbre
H_v	hauteur du corps vertébral

L	longueur totale de la colonne de T1 à L4, somme des hauteurs de plateaux et de disques, ou longueur de la courbe modélisée par une spline
LAT	latérale
LIS3D	Laboratoire Informatique de la Scoliose en 3D de l'Hôpital Sainte-Justine, Montréal, Canada
mm	millimètre
mm⁻¹	1/millimètre
moy	moyenne
L1-L5	première à cinquième vertèbre lombaire
LD	scoliose Lombaire Droite : apex au niveau des vertèbres lombaires (L2-L4) et courbe du côté droit
LG	scoliose Lombaire Gauche : apex au niveau des vertèbres lombaires (L2-L4) et courbe du côté gauche
NSCP	Non-StereoCorresponding Points : technique de reconstruction 3D utilisant les points non stéréocorrespondants (Mitton et coll., 2000)
PA	postéro-antérieur
Ped_Inf_D	sommet inférieur du pédicule droit
Ped_Inf_G	sommet inférieur du pédicule gauche
Ped_Sup_D	sommet supérieur du pédicule droit
Ped_Sup_G	sommet supérieur du pédicule gauche
Plat_Inf	centre du plateau vertébral inférieur
Plat_Sup	centre du plateau vertébral supérieur

RMS distance 2D ou 3D calculée entre deux points A et B de provenance différente et de coordonnées (x_A, y_A) et (x_B, y_B) respectivement :

$$\text{RMS} = \sqrt{(x_A - x_B)^2 + (y_A - y_B)^2}$$

s seconde

T1-T12 première à douzième vertèbre thoracique

TD scoliose Thoracique Droite : apex au niveau des vertèbres thoraciques (T1-T10) et courbe du côté droit

TDLG scoliose Thoracique Droite Lombaire Gauche : deux apex : le premier au niveau des vertèbres thoraciques avec une courbe du côté droit et le second au niveau des vertèbres lombaires avec une courbe du côté gauche

TG scoliose Thoracique Gauche : apex au niveau des vertèbres thoraciques (T1-T10) et courbe du côté gauche

TGLD scoliose Thoracique Gauche Lombaire Droite : deux apex : le premier au niveau des vertèbres thoraciques avec une courbe du côté gauche et le second au niveau des vertèbres lombaires avec une courbe du côté droit

TLD scoliose Thoracolombaire Droite : apex au niveau des vertèbres thoracolombaires (T11-L1) et courbe du côté droit

TLG scoliose Thoracolombaire Gauche : apex au niveau des vertèbres thoracolombaires (T11-L1) et courbe du côté gauche

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE 1 – RÉSULTATS DE POTVIN (1992).....	183
ANNEXE 2 – TABLEAU RÉCAPITULATIF DES DIFFÉRENTES MÉTHODES DE MESURE DE ROTATION AXIALE.....	184
ANNEXE 3 – EXEMPLES DE MODÈLES MOYENS 2D	186
ANNEXE 4 – RÉSULTATS DE L'ÉVALUATION DU CHOIX DE LA VERTÈBRE COMME ORIGINE DU REPÈRE DE TRAVAIL ET DES CALCULS D'ESTIMATION DES COORDONNÉES 2D DES REPÈRES ANATOMIQUES.....	192
ANNEXE 5 – INFLUENCE DU NOMBRE DE POINTS IDENTIFIÉS ET DU MODÈLE MOYEN UTILISÉ.....	195
ANNEXE 6- INFLUENCE D'ERREURS D'IDENTIFICATION RADIOGRAPHIQUE DES POINTS SUR L'ESTIMATION DES REPÈRES ANATOMIQUES.....	245
ANNEXE 7 - REPRÉSENTATIONS DES PROJECTIONS FRONTALES, APICALES ET LATÉRALES DES RECONSTRUCTIONS 3D.....	247
ANNEXE 8 – RÉSULTATS SUR LES INDICES CLINIQUES DES RECONSTRUCTIONS 3D.....	249

INTRODUCTION

La scoliose est une déformation complexe tridimensionnelle (3D) de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin (De Smet et coll., 1984 ; Deacon et coll., 1984 ; Stokes et coll., 1987 ; Perdriolle, 1979). Certains types de scoliose sont dites idiopathiques et leurs causes sont inconnues. Cette maladie peut entraîner des conséquences respiratoires, circulatoires et neurologiques chez le patient. Afin de réaliser le diagnostic, le suivi clinique et la correction des courbes scoliotiques par des traitements orthopédique ou chirurgical (Bradford et coll., 1987 ; White et Panjabi, 1990), des méthodes de radiographies conventionnelles frontales et latérales sont employées pour évaluer la déformation du rachis par le calcul de divers indices bidimensionnels (2D) sur ces deux vues, tel que la position des sommets de la courbe scoliotique, nommés apex, ou les angles de Cobb (Cobb, 1948), indicateurs de la sévérité de la déformation scoliotique. Néanmoins, ces représentations 2D ne fournissent pas une appréciation 3D de la déformation scoliotique. Une visualisation complète 3D de la colonne vertébrale et disponible en clinique représenterait donc un outil d'aide pour le clinicien dans le diagnostic et le choix du traitement. C'est pourquoi ont été développées des techniques de reconstruction 3D personnalisée de la colonne vertébrale, telle que la méthode dite raffinée du Laboratoire Informatique de la Scoliose en 3D (LIS3D) de l'Hôpital Sainte-Justine. Elle s'appuie sur les deux radiographies frontale et latérale d'un patient, sur lesquelles six repères anatomiques par vertèbre sont identifiés : les centres des plateaux

vertébraux inférieur et supérieur ainsi que les sommets inférieur et supérieur des pédicules droit et gauche. L'algorithme Direct Linear Transformation (DLT) (Marzan, 1976) permet ensuite le calcul des coordonnées 3D des repères anatomiques, constituant ainsi la reconstruction 3D du rachis. Une base de données d'environ 1000 radiographies frontales et latérales traitées par la méthode raffinée et donc dotées des coordonnées 2D des six repères anatomiques par vertèbre est disponible à l'Hôpital Sainte-Justine. Bien qu'offrant une précision 3D évaluée à $2,1 \pm 1,5$ mm (Aubin et coll., 1997), cette technique présente néanmoins les inconvénients d'être longue, puisqu'elle nécessite deux heures à un utilisateur expérimenté pour identifier les 102 repères anatomiques sur chacune des vues. Elle ne permet donc pas un accès rapide aux géométries vertébrales reconstruites. Toutefois, l'appréciation des déformations scoliotiques en 3D est devenue indispensable en clinique, de nombreuses techniques orthopédiques ou chirurgicales contribuant effectivement à corriger les scoliozes directement dans l'espace.

Ce mémoire présente donc une nouvelle méthode, dite méthode rapide, permettant une reconstruction 3D de la colonne vertébrale à partir de quelques points identifiés le long de la colonne scoliotique sur chacune des vues frontale et latérale et, par la suite, d'estimer les coordonnées 2D des six repères anatomiques par vertèbre, en vue d'une application directe en clinique pendant la visite du patient. Ce projet, subventionné par le Conseil de Recherche en Sciences Naturelles et en Génie (CRSNG) du Canada et l'entreprise Biorthex, Inc., entre dans le cadre de la conception d'un logiciel de reconstruction complète de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin.

Le calcul des coordonnées des six repères anatomiques par vertèbre sur chacune des vues frontale et latérale est réalisé grâce à un modèle moyen, représentatif d'un type et d'une sévérité de courbe scoliothique. Ce modèle est construit à partir de moyennes de paramètres géométriques vertébraux et intervertébraux, calculés sur les radiographies frontales et latérales de la banque de données du LIS3D et traitées par la méthode raffinée. Les coordonnées 2D des repères anatomiques obtenues par la méthode rapide sont ensuite introduites dans l'algorithme DLT pour obtenir leurs coordonnées 3D.

Une évaluation de la technique a en outre été effectuée. Elle se base essentiellement sur la comparaison avec les résultats obtenus par la méthode raffinée qui constitue notre référence. Plus précisément, elle porte sur les coordonnées 2D acquises lors de l'utilisation de la méthode rapide, sur l'influence du nombre de points identifiés le long de la colonne sur les radiographies, du type de modèle utilisé, ainsi que des erreurs d'identification des points le long de la colonne. Enfin, les différences sur les coordonnées 3D et sur les indices cliniques sont étudiées.

Le plan suivi dans ce mémoire s'articule donc autour de cinq parties. Au premier chapitre, une revue critique de la littérature permet de décrire l'anatomie du rachis, les déformations scoliothiques et les indices cliniques les quantifiant, ainsi que les techniques de reconstruction 3D existantes. Un second chapitre traite ensuite de la méthodologie employée dans ce projet. Trois grandes étapes y sont explicitées : la construction des modèles moyens, l'algorithme d'estimation des repères anatomiques sur les deux vues et enfin le protocole d'évaluation de la nouvelle méthode rapide élaborée. Le chapitre trois

expose les résultats de cette évaluation, discutés ensuite dans le quatrième chapitre.

Enfin, un chapitre de conclusion et de recommandations termine ce travail.

CHAPITRE 1 - REVUE DE LA LITTÉRATURE

Ce chapitre a pour but de présenter, par le biais d'une revue de littérature, différents aspects nécessaires à la compréhension et à la réalisation du projet décrit dans ce mémoire. La première partie se compose de la description anatomique et biomécanique de la colonne vertébrale, ainsi que d'une présentation de la scoliose, par son étiologie, les déformations qu'elle engendre dans son ensemble et sur les vertèbres en particulier. Puis seront détaillés les indices cliniques permettant de quantifier et de classer les différents types de déformations scoliotiques, ainsi qu'une brève explication des méthodes de traitement actuellement utilisées. Suivra alors une partie concernant la modélisation du rachis, notamment la reconstruction stéréoradiographique multi-vues 3D. Enfin, seront expliqués les applications cliniques de ces travaux de modélisation, ainsi que les travaux préliminaires à ce projet.

1.1 La colonne vertébrale et les vertèbres : Anatomie

1.1.1 Anatomie du rachis

La colonne vertébrale représente un axe médian ostéo-articulaire du tronc, composé de 32 ou 34 vertèbres réparties en cinq régions différentes. On retrouve ainsi de haut en bas :

- le segment cervical composé de sept vertèbres cervicales, numérotées de C1 à C7 ;
- le segment thoracique avec douze vertèbres thoraciques de T1 à T12 ;

- le segment lombaire comprenant cinq vertèbres lombaires de L1 à L5 ;
- le sacrum avec cinq vertèbres sacrales numérotées de S1 à S5 ;
- le coccyx formé de trois à cinq vertèbres coccygiennes.

Les vertèbres forment un ensemble osseux qui protège la moelle épinière, située au centre et les nerfs rachidiens qui y prennent naissance.

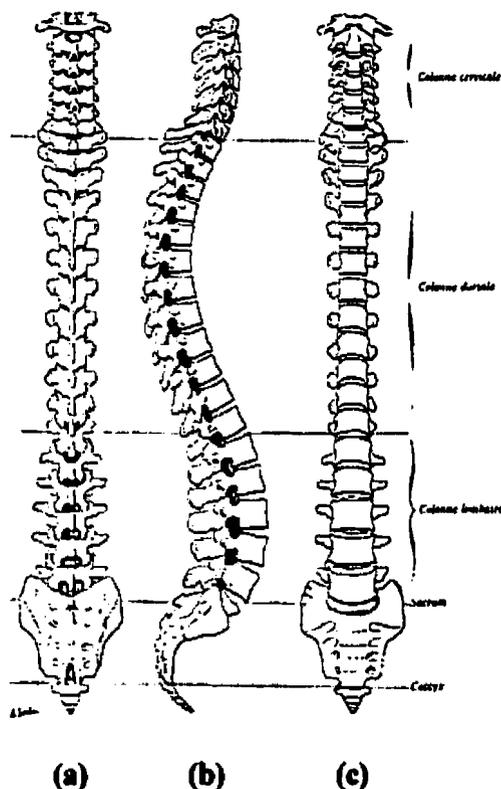


Figure 1.1 : La colonne vertébrale : vues (a) postéro-antérieure (PA) ; (b) latérale (LAT) ; (c) antéro-postérieure (AP) (tiré de Rouvière, 1974)

L'articulation entre les vertèbres est assurée par les disques intervertébraux et les ligaments longitudinaux ventral et dorsal, au niveau des arcs postérieurs par les articulations zygapophysaires. Divers ligaments dont les ligaments jaunes, inter- et supra-

épineux ou intertransversaires participent aussi au mouvement du rachis. Le disque intervertébral comprend le nucleus pulposus, partie centrale principalement constituée d'eau et un anneau périphérique, l'annulus fibrosus, formé d'une multitude de couches fibreuses concentriques plus fines et moins nombreuses postérieurement que latéralement ou antérieurement. Le nucléus, quant à lui, est très élastique et absorbe les chocs dus à des forces appliquées sur le rachis. Ces chargements peuvent être de deux types : (1) les chargements de courte durée – haute intensité, pouvant causer des dommages irréparables sur les disques ; (2) les chargements longue durée – faible intensité, représentatifs d'une activité physiologique normale. En compression, leur élasticité dépend de l'intensité de la force appliquée, le disque devenant plus rigide quand la force augmente (White et Panjabi, 1990). En tension, la rigidité varie en fonction de l'orientation des forces mais est moins rigide qu'en compression (Markolf et coll., 1970). Le disque intervertébral joue donc un rôle fondamental dans le support de poids sur la colonne ainsi que dans le mouvement du rachis.

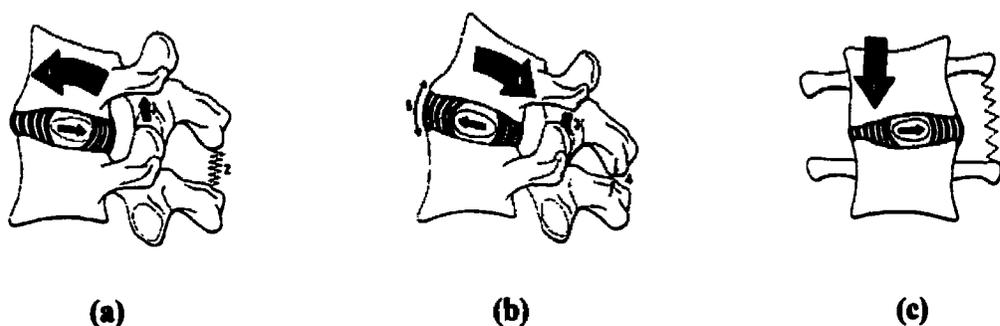
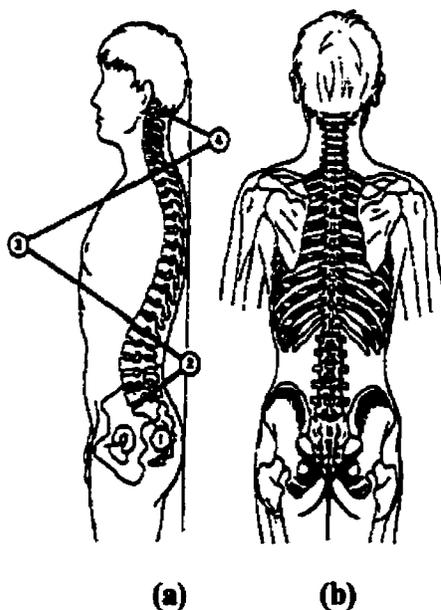


Figure 1.2 : Comportement du disque intervertébral lombaire lors d'application de forces : (a) flexion ; (b) extension ; (c) inflexion latérale (tiré de Kapandji, 1979)

Du fait de leurs articulations, le rachis dorsal et le rachis lombaire sont les deux principaux segments de la colonne vertébrale. Par conséquent, selon Kapandji (1979), le rachis a un rôle statique de transmission de forces et de poids au bassin et aux membres inférieurs, un rôle mécanique par ses composantes articulées et un rôle protecteur de la moelle épinière et des terminaisons rachidiennes.

Sur la vue frontale, une colonne vertébrale saine apparaît droite et symétrique avec une légère courbure au niveau thoracique chez certains sujets (White et Panjabi, 1990). Dans le plan sagittal, il existe quatre courbures : (1) la convexité postérieure sacrale, (2) la concavité postérieure lombaire nommée lordose lombaire, (3) la convexité postérieure thoracique dite cyphose et (4) la concavité postérieure cervicale.



**Figure 1.3 : Courbures normales : (a) en vue latérale ; (b) en vue frontale
(tiré de Kapandji, 1979)**

1.1.2 Anatomie des vertèbres

Selon leur niveau dans la colonne vertébrale, les vertèbres présentent des différences significatives. Cependant toutes sont constituées d'une partie ventrale, le corps vertébral, masse osseuse en forme de cylindre vertical aplati sur sa face dorsale, dont les bases forment les plateaux vertébraux (Chevrel, 1994) et d'une partie dorsale, l'arc neural, qui entoure le canal vertébral et sur lequel s'articulent les éléments postérieurs comprenant :

- deux pédicules vertébraux reliant l'arc neural au corps vertébral ;
- deux lames articulaires reliant les pédicules ;
- quatre apophyses articulaires pour le processus articulaire inférieur (zygapophyse caudale) et supérieur (zygapophyse crâniale) ;
- deux apophyses transverses pour le processus articulaire horizontal ;
- une apophyse épineuse pour le processus articulaire oblique.

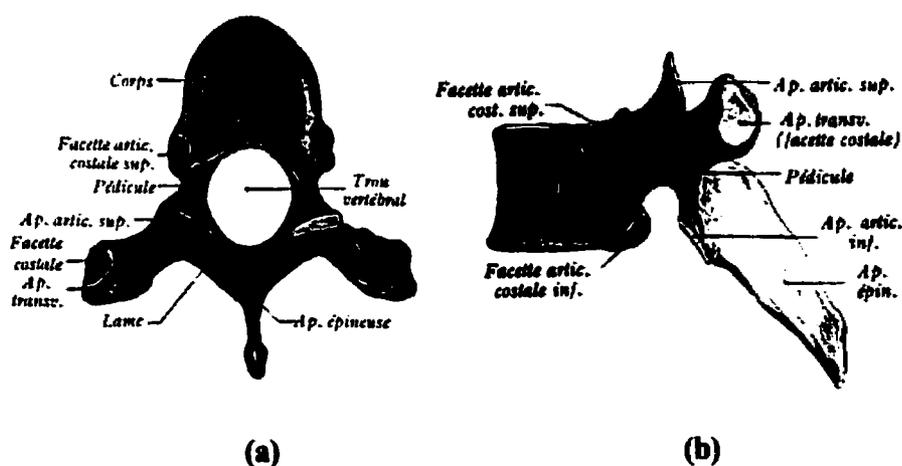


Figure 1.4 : Anatomie de la vertèbre thoracique : vues (a) supérieure et (b) latérale (tiré de Rouvières, 1974)

De nombreux écrits font état des dimensions des vertèbres et de leurs composants. Certaines sont 2D. C'est le cas de Gallagher et coll. (1988), qui prirent une série de mesures de vertèbres de 150 femmes, mesures qui ont nécessité une prise de radiographies latérales à partir desquelles les contours de la vertèbre ont été déterminés. L'étude a révélé une augmentation des hauteurs postérieures et inférieures de T3 à L3 : de T3 à T8, la hauteur antérieure croît de 21,5 à 22,5 mm et la hauteur postérieure augmente de 2 mm en moyenne ; de T8 à L3, l'augmentation de la hauteur antérieure est de 12 mm en moyenne alors que celle de la hauteur postérieure est de 9 mm. De plus, la largeur de la vertèbre croît de 13 mm de T3 à L3, passant de 27 mm à 40 mm. Les auteurs notent en revanche que des erreurs ont pu être commises du fait de l'utilisation de films radiographiques, de la variabilité de la distance focale du film, ainsi que du choix des points de référence à partir desquels les calculs ont été menés.

Une autre méthode développée par Black et coll. (1991) permet de mesurer les dimensions des vertèbres de femmes pré-ménausées normales sans utiliser de rayons X. Cette méthode est fondée sur deux hypothèses : (1) les mesures suivent une loi gaussienne ; (2) pour chaque niveau vertébral, les mesures anormales représentent moins de 10% de la totalité des mesures. Les vertèbres avec et sans fracture ne sont pas différenciées dans cette étude. Une très bonne corrélation est trouvée entre les valeurs données par l'approximation gaussienne et la réalité. Les mesures sont en accord avec celles de Gallagher et coll (1988).

De plus, divers travaux ont été menés spécifiquement sur la dimension des pédicules car ils sont le lieu d'implantation de vis dans la chirurgie de la scoliose (voir section 1.2.5). Kothe et coll. (1996) ont étudié l'architecture interne des pédicules du rachis thoracique sur 18 vertèbres thoraciques de cadavres frais. Les pédicules furent coupés en fines tranches de 1 mm d'épaisseur et chaque tranche fut radiographiée.

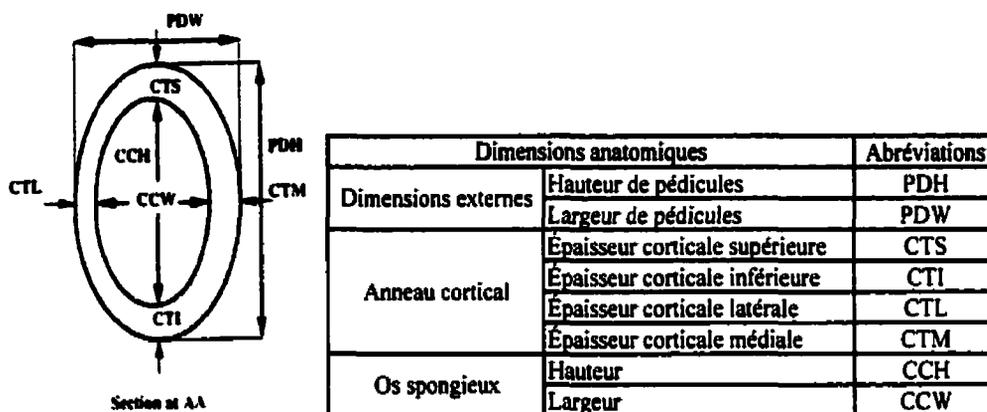
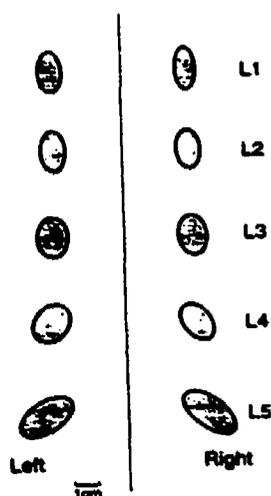


Figure 1.5 : Anatomie interne des pédicules (tiré de Kothe et coll., 1996)

Aucune différence significative n'a été détectée entre les pédicules gauche et droit. Il a été montré que le pédicule n'est pas un cylindre d'os cortical avec un peu d'os spongieux au centre, mais est formé de 62 à 79% d'os spongieux et est pourvu d'une structure complexe. Si les épaisseurs corticales inférieure et supérieure sont à peu près semblables, l'épaisseur latérale est deux à trois fois supérieure à l'épaisseur médiale corticale, ce qui provoque un décentrage de l'os cortical dans le pédicule. De plus, le rapport entre les épaisseurs corticales supérieure et inférieure est différent selon les tranches pour les vertèbres thoraciques du milieu du rachis. Enfin, dans les vertèbres hautes, la hauteur d'os spongieux rapportée à celle du pédicule est plus fine. Ainsi, malgré le faible nombre de cas présentés, l'article met en relief la complexité de l'architecture du pédicule

thoracique. En outre, la répartition de l'os spongieux par rapport à l'os cortical est importante pour la visualisation radiographique, car les variations d'épaisseur d'os cortical, qui seul apparaît sur la radiographie, peuvent entraîner une mauvaise appréciation de la position et de la forme du pédicule.

Robertson et coll. (2000) étudient l'anatomie des pédicules lombaires et lombo-sacrés, pris sur 10 spécimens. Les résultats montrent que la largeur des pédicules augmente de L1 à L5 jusqu'à atteindre 21,6 mm, valeur légèrement supérieure à celle mesurée par Panjabi et coll. (1991). De plus, telle qu'illustrée à la figure 1.6, l'inclinaison des pédicules est croissante au fur et à mesure que l'on descend vers le sacrum : les pédicules de L5 sont donc gros mais très obliques, ce qui peut expliquer les erreurs de visualisation de leur forme, donc d'identification radiographique ou de placement de vis. D'autre part, aucune augmentation de l'isthmus (petit axe de l'ellipse) n'a été observée.



**Figure 1.6 : Inclinaison et dimensions des pédicules lombaires
(tiré de Robertson et coll., 2000)**

Ainsi, ces études montrent bien les différences des dimensions des vertèbres selon le niveau vertébral. Les tendances sont conservées : il existe une augmentation générale de la taille des vertèbres et pédicules de T1 à L5 et une diminution de la taille du canal vertébral entre les vertèbres thoraciques et lombaires. Par leur caractère 2D, ces mesures, bien que précises, ne peuvent faire état de l'anatomie des vertèbres dans l'espace. Des dimensions 3D sont donc requises pour décrire la vertèbre en totalité.

Berry et coll. (1987) ont pris de nombreuses mesures sur 30 squelettes pour certaines vertèbres thoraciques et les cinq vertèbres lombaires. Les dimensions du corps vertébral, telles que les hauteurs antérieures, postérieures, gauches et droites, tendent à augmenter de T2 à L5, de même que les diamètres vertébraux, à l'exception de T7. De plus, le grand diamètre du canal vertébral mesuré le long du plan frontal augmente lui aussi jusqu'à atteindre 26,0 mm en L5, toujours en excluant T7, alors que le petit diamètre reste constant de T2 à L5 à 16,5 mm en moyenne.

Scoles et coll. (1988) utilisèrent les vertèbres T1, T3, T6, T9, T12, L1 et L3 de 50 spécimens cadavériques. Les mesures sur les pédicules montrent que leur taille pour les vertèbres lombaires est supérieure à celle des vertèbres thoraciques, cependant, les auteurs ne trouvèrent pas la même corrélation entre le niveau vertébral et la taille des pédicules que Berry et coll. (1987). Selon cette étude, le diamètre sagittal du canal vertébral est au maximum pour la jonction thoracolombaire, alors que le diamètre transverse diminue de T1 à T3 puis augmente de T6 à L5. Ces résultats ne sont pas

complètement en accord avec ceux de Berry et coll. (1987), seule l'augmentation générale des dimensions du corps vertébral est confirmée.

Panjabi et coll. (1991, 1992) ont pratiqué une série de mesures 3D sur les 17 vertèbres de 12 spécimens cadavériques frais, grâce à des marqueurs placés directement sur la vertèbre et à un morphomètre, capable de fournir les coordonnées en trois dimensions des marqueurs dans un repère préalablement défini. Les paramètres mesurés sont illustrés à la figure 1.7. Cette étude met en exergue trois parties distinctes dans le rachis thoracique et trois dans le rachis lombaire. Les caractéristiques de chaque segment sont résumées dans le tableau 1.1.

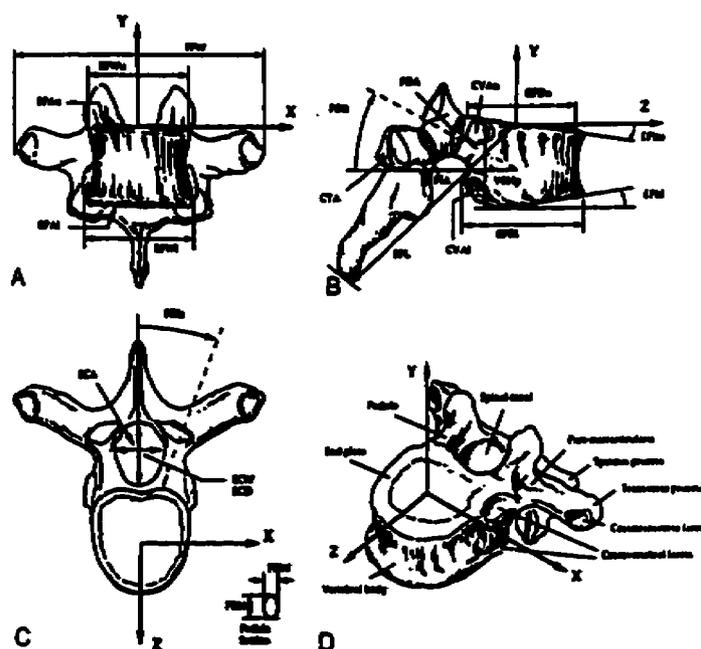


Figure 1.7 : Paramètres géométriques mesurés sur les vertèbres thoraciques par Panjabi et coll. (1991)

De plus, cette étude très complète vérifie en partie les travaux de Berry et coll. (1987) et de Scoles et coll. (1988). En effet, les mesures sur les hauteurs des plateaux inférieurs correspondent à celles de Berry et coll. (1987) tandis que les mesures sur les largeurs des plateaux inférieurs sont en accord avec celles de Scoles et coll. (1988) pour ce qui concerne les vertèbres thoraciques. Pour les vertèbres lombaires, les mesures de Panjabi et coll. (1991) sont inférieures de 1 à 2 mm à celles reportées par Berry et coll. (1987) et Scoles et coll. (1988) alors que celles portant sur le canal vertébral sont supérieures aux deux précédents travaux. Cependant, les tendances générales sont conservées.

Tableau 1.1 : Récapitulatif des mesures de Panjabi et coll. (1991, 1992)

	Variation des dimensions				caractéristiques
	Coupe vertébr. / Canal vertébr.	Canal vertébr.	Pédicules	Apophyse épineuse	
T1	larg plateau ↘ prof plateau → épaisseur ↗	larg ↘ prof →	haut ↗↗ larg → haut →	long →	transition cervico-thoracique
T3					
T4					fragilité du rachis puncement de la moelle malgré la rigidité de la cage thoracique moins de puncement de la moelle mais ↘ rigide (côtes flottantes)
T8	larg plateau ↗ prof plateau ↗ épaisseur ↗	larg ↘ légère	larg ↘↘ haut ↗↗	long →	
T9-T10	larg plateau ↗ prof plateau ↗ épaisseur ↗	larg ↗↗	larg ↗↗ long →	long →	
T12-L1	larg plateau ↗ prof plateau → épaisseur ↗	larg → prof ↘	haut ↘ larg ↘	long ↗	transition thoraco-lombaire
L3	larg plateau ↗ prof plateau → épaisseur ↗	larg ↘ prof ↗	haut ↗↗ larg ↗↗	long ↘	vertèbres les plus hautes haut et prof. des plateaux les plus hauts canal le plus étroit apophyse la plus longue
L4	larg plateau ↗ prof plateau → épaisseur ↗	larg ↗ prof ↗	haut ↗↗↗ larg ↗↗↗	long ↘	transition lombo-sacrée
L5					

Légende: ↗ ; ↗↗ ; ↗↗↗ : augmentation (forte, très forte);

↘ ; ↘↘ ; ↘↘↘ : diminution (forte, très forte);

→ : constant

larg. : largeur; long. : longueur; haut. : hauteur; prof. : profondeur

1.2 Description de la scoliose

1.2.1 Déformation de la colonne vertébrale

Selon White et Panjabi (1990), la scoliose est définie par une déviation latérale dans le plan frontal de la colonne vertébrale, donnant à la colonne une allure de « C » ou de « S ». De plus, conventionnellement, seules des radiographies frontales étaient utilisées pour visualiser le rachis (Stokes et coll., 1987). C'est pourquoi elle fut longtemps considérée comme une déformation en deux dimensions. Cependant, il s'agit en réalité d'une déformation 3D de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin (De Smet et coll., 1984 ; Deacon et coll., 1984 ; Stokes et coll., 1987 ; Perdriolle, 1979).

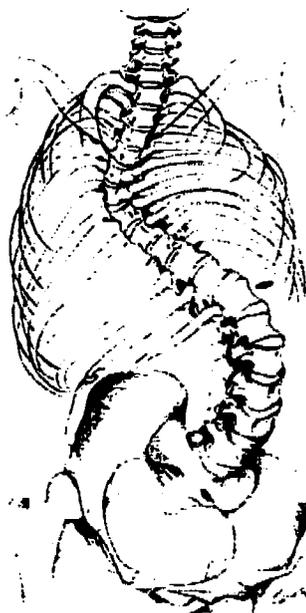


Figure 1.8 : La scoliose : déformation 3D du tronc (tiré de Bradford et coll., 1987)

1.2.1.1 Étiologie

Les scolioses se répartissent en déformations structurales et non-structurales. Ces dernières se caractérisent par une courbe flexible et qui se corrige lors d'une flexion latérale, alors que les premières, plus nombreuses et plus graves, présentent une flexibilité réduite du rachis et une courbe encore présente lors d'un test de flexion latérale. Parmi les scolioses structurales, celles dites idiopathiques sont les plus fréquentes car elles représentent 80% de l'ensemble des patients atteints de scolioses structurales (Pope et coll., 1984). Le terme idiopathique signifie que les origines de la déformation sont inconnues. Elles apparaissent à 90% chez les filles. De nombreuses hypothèses ont été émises quant à l'origine des déformations scoliotiques. Certains auteurs évoquent des ascendances génétiques, d'autres des forces musculaires asymétriques, ou des phénomènes hormonaux (Pope et coll., 1984). Il semble aussi que la croissance amplifie la déformation initiale. Cependant, les véritables causes restent indéterminées.

1.2.1.2 Biomécanique de la scoliose

Toujours dans l'idée de comprendre les causes de la déformation scoliotique, différentes hypothèses ont été émises pour expliquer la progression des scolioses idiopathiques. Somerville (1952) introduit l'idée d'une déficience de la croissance des éléments postérieurs du segment scoliotique; Roaf (1966) renforce cette hypothèse par l'observation d'une sur-croissance des éléments antérieurs pour des scolioses de forte ampleur. Cependant, Xiong et coll. (1994) montrent qu'une déformation latérale de la

colonne est très précoce dans le cas de scoliose et qu'elle est combinée à une déformation du corps vertébral et non des éléments postérieurs.

Les déformations scoliotiques proviennent de mouvements combinés de rotation spécifique dans le plan et de torsion du rachis dans l'espace (Perdriolle, 1979). La rotation spécifique est localisée à quelques vertèbres et entraîne une inclinaison de celles-ci les unes par rapport aux autres dans le plan frontal, une extension ou une flexion dans le plan latéral, ayant pour corollaire une rupture de l'équilibre rachidien. Un mouvement de rotation de l'ensemble de la colonne, nommé torsion, est alors appliqué en sens inverse de la rotation spécifique de manière à rétablir l'équilibre, provoquant une déviation antéropostérieure en dos creux, un déplacement de la vertèbre apicale dans le plan axial et l'apparition d'une gibbosité, due au déplacement postérieur des côtes.

Les déformations scoliotiques proviennent donc d'un équilibre rachidien délicat entre les plans frontal, sagittal et transverse, dû à l'anatomie propre des vertèbres et de la colonne (Deacon et coll., 1987). En effet, dans les segments cervical et lombaire, la présence de la lordose entraîne une instabilité en rotation, inhibée par la forme prismatique du corps vertébral doté d'une base tournée antérieurement, les grandes possibilités de flexion intersegmentale dues à une forte hauteur de disques et la puissance du support tissulaire. Au niveau thoracique, la base du prisme vertébral est postérieure, entraînant des rotations inhibées par la rigidité de la cage thoracique et la cyphose dont l'axe est situé antérieurement à la vertèbre (Deacon et coll., 1987 ; Millner et coll., 1996). De plus, les

vertèbres thoraciques sont légèrement asymétriques du fait de la présence de l'aorte (figure 1.9).

Si l'un des processus de protection est défaillant, l'équilibre est rompu et des déformations surviennent. Ainsi, les courbures thoraciques sont dues à l'anormale présence d'une lordose. Des rotations sont alors permises et une force réactive apparaît : sa composante horizontale produit un mouvement qui pousse les éléments postérieurs de la vertèbre vers la concavité et le corps vertébral vers la convexité de la courbure (Deacon et coll., 1987).

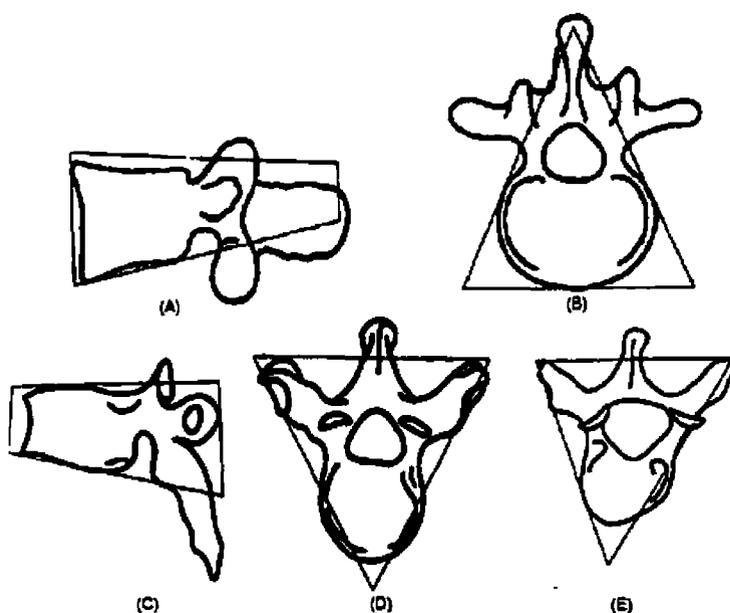


Figure 1.9 : Forme des vertèbres : (A) lombaire, vue latérale ; (B) lombaire, vue supérieure ; (C) thoracique, vue latérale ; (D) thoracique, vue supérieure ; (E) thoracique, vue supérieure, déformée par l'aorte (tiré de Millner et coll., 1996)

1.2.2 Déformation des vertèbres

Les scolioses entraînent donc des déformations du rachis dans son ensemble. De plus, elles sont la cause de déformations locales aux vertèbres.

1.2.2.1 Déformation des plateaux : Cunéiformisation

Une des déformations les plus visibles concerne les plateaux vertébraux. Il s'agit de la cunéiformisation ou « modification dissymétrique de l'épaisseur du corps vertébral » (Perdriolle, 1979). Elle affecte essentiellement le côté concave du corps vertébral de l'apex, alors que les vertèbres limites sont peu déformées (Perdriolle, 1993). Cet auteur indique de plus qu'en projection sur la vue frontale, la vertèbre prend la forme d'un trapèze : les plateaux perdent leur parallélisme. Cette déformation s'étendrait généralement au plateau inférieur de la vertèbre sus-jacente ainsi qu'au plateau supérieur de la vertèbre sous-jacente à la vertèbre apicale, parallèles aux plateaux respectivement supérieur et inférieur de la vertèbre sommet. Ainsi se forme un espace entre les corps vertébraux, évalué par la mesure d'un angle (Perdriolle, 1993) : la cunéiformisation laisserait une première section, la section ABA'B' de la figure 1.10, droite et parallèle, seule la section concave BCB'C' serait déformée et verrait l'apparition d'un point d'inflexion sur le contour du plateau. Cette asymétrie provoque une redistribution des forces internes, localisées sur la concavité, entraînant une perturbation locale de la croissance (loi de Hueter-Volkman), puis un accroissement de la cunéiformisation : le processus s'auto-entretient et la scoliose progresse d'elle-même (Perdriolle, 1993).

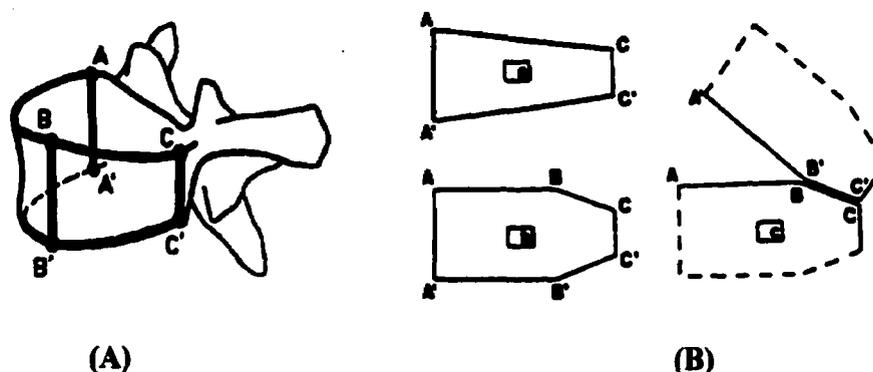


Figure 1.10 : Cunéiformisation : (A) vertèbre cunéiformisée ; (B) développement de la surface du corps vertébral cunéiformisé : (a) déformation uniforme ; (b) déformation partielle ; (c) position relative de deux vertèbres adjacentes (tiré de Perdriolle, 1993)

D'autres méthodes ont été explorées pour décrire le processus de cunéiformisation. Ainsi, Kojima et coll. (1992) décrivent les paramètres 2D nommés lordose et scoliose du corps vertébral comme étant l'angle mesuré entre les plans formés par les deux plateaux sur les vues respectivement sagittale et frontale. Ces mesures sont rattachées au système de coordonnées propre à la vertèbre étudiée.

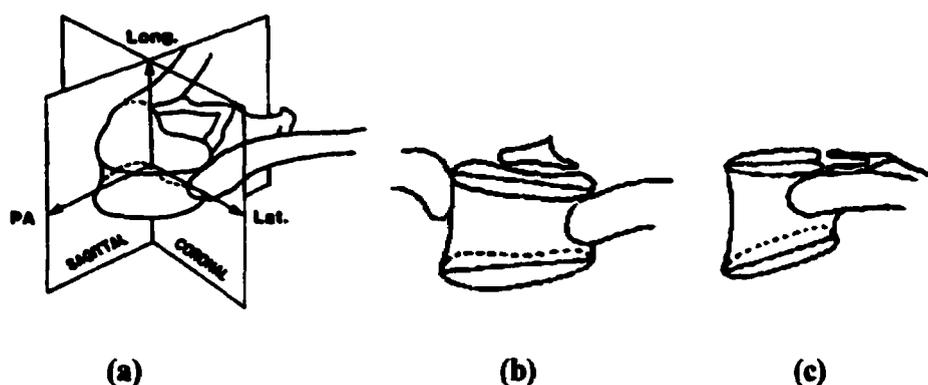


Figure 1.11 : Mesure d'angle entre les plateaux : (a) repère utilisé ; (b) scoliose ; (c) lordose (tiré de Kojima et coll., 1992)

Toutefois, d'après cette définition, la cunéiformisation affecte toute la surface du plateau, ce qui est en opposition avec les résultats de Perdriolle (1993). Selon Landry et coll. (1998), cette déformation n'affecte pas les plateaux du côté concave de la courbure, mais du côté convexe, car c'est là qu'ils localisent le point d'inflexion décrit par Perdriolle (1993). Il est à noter que leurs mesures ont été effectuées sur un seul spécimen cadavérique avec une très forte scoliose, ce qui suggère aux auteurs que la sévérité de la courbure influence la position du point d'inflexion : dans le cas d'une scoliose légère, seul le côté concave est touché, la progression de la scoliose entraînant une généralisation de la déformation sur l'ensemble du plateau.

Cependant, Kojima et coll. (1992) notent que la quantification de la déformation des plateaux vertébraux ne donne aucune précision quant à l'ampleur de la déformation totale du rachis ; la lordose vertébrale contribue à la lordose et la scoliose de la colonne entière, tandis que la scoliose se reflète aussi bien dans la cyphose que dans la scoliose de l'ensemble du rachis, si la rotation axiale de la vertèbre est dans le sens inverse du sens trigonométrique. Néanmoins, Perdriolle (1993) et Villemure et coll. (1999) observent une relation entre les déformations des plateaux et les courbures rachidiennes : il est possible de déterminer une relation linéaire entre l'angle de Cobb et la cunéiformisation. En outre, Villemure et coll. (1999) modélisent par une ellipse dans l'espace les plateaux des vertèbres de 40 adolescents atteints d'une scoliose thoracique et dont les colonnes ont été reconstruites en 3D à partir d'images radiographiques (voir section 1.3.2). Les auteurs identifient une corrélation statistique entre : (1) l'angle de Cobb et la cunéiformisation

dans le plan de calcul de cet angle ; (2) l'orientation du plan de déformation maximale et la déformation 3D des plateaux vertébraux ; et (3) la rotation axiale et l'angle formé par les ellipses dans l'espace. De plus, la cunéiformisation augmente avec la progression de la courbure et bascule vers le plan frontal de la vertèbre. Enfin, de nombreux auteurs s'accordent sur le fait que la déformation des plateaux est maximale au niveau de l'apex (Landry et coll., 1998 ; Le Borgne et coll., 1997 ; Perdriolle, 1993 ; Villemure et coll., 1999).

Ces variations morphologiques ont pour conséquence une compression du disque intervertébral, lui aussi déformé : Le Borgne et coll. (1997) prennent des mesures 3D avec un pointeur 3D et en modélisant les plateaux par des plans, ils notent que l'angle entre les plateaux vertébraux est plus important que celui calculé entre les plateaux intervertébraux ; d'autre part, au niveau apical, les déformations des vertèbres et des disques s'effectuent en sens opposé.

1.2.2.2 Déformation de l'arc neural et des éléments postérieurs

Les autres éléments qui constituent la vertèbre sont eux aussi déformés. Perdriolle (1979) ainsi que Xiong et coll. (1995) font état d'une déformation affectant l'arc neural, dont l'hémi-diamètre du côté de la concavité de la courbure augmente : toutes les charges sont appliquées sur les lames pédiculaires du côté de la concavité, provoquant leur atrophie, une diminution de la longueur ainsi qu'une augmentation de l'épaisseur des pédicules et des lames de ce côté de la courbure, tandis que ces mêmes éléments du côté de la

convexité sont hypertrophiés et voient leur épaisseur diminuer. D'autre part, les pédicules et les apophyses s'orientent vers la concavité de la courbure (Perdriolle, 1979). Les apophyses transverses deviennent obliques vers le haut et se rapprochent du plan frontal du côté de la concavité, mais elles sont descendantes et se rapprochent du plan sagittal du côté de la convexité (Xiong et coll., 1995). De plus, elles sont plus courtes et plus fines du côté convexe et inversement, elles sont plus longues et épaisses du côté concave.

1.2.2.3 Quantification des déformations vertébrales

Xiong et coll. (1995) ont effectué une série de mesures sur des vertèbres scoliotiques et normales reconstruites en 3D à l'aide de tomographie assistée par ordinateur (CT-scan). Différents paramètres d'angles et de distances, rendant compte de la déformation du corps vertébral, du canal spinal, des pédicules et des apophyses sont observés. Les auteurs dénotent une asymétrie des vertèbres scoliotiques, par rapport aux vertèbres de sujets sains, quelques soient les éléments constitutifs des vertèbres considérés. Ce débalancement se traduit notamment par un corps vertébral déformé d'un côté ou par une différence de taille des deux pédicules. Les auteurs parlent alors de transfert osseux entre les différents éléments.

D'autre part, Potvin (1992) a effectué des mesures 2D en vue frontale de vertèbres de 122 patients atteints de scolioses de types et sévérités diverses.

Les paramètres étudiés sont les suivants :

- ❑ hauteur des vertèbres et disques ;
- ❑ hauteur des pédicules ;
- ❑ distance inter-pédiculaire : distance entre les deux centres des pédicules ;
- ❑ distances des centres des pédicules à la ligne médiane de la vertèbre ;
- ❑ distance du centre du plateau inférieur à la distance inter-pédiculaire ;
- ❑ angle des pédicules à la ligne médiane de la vertèbre.

L'auteur montre la normalité de la distribution des mesures effectuées, permettant des calculs de moyenne sur l'échantillon de population étudiée. Ainsi sont établis les résultats donnés au tableau A – 1.1 de l'annexe 1.

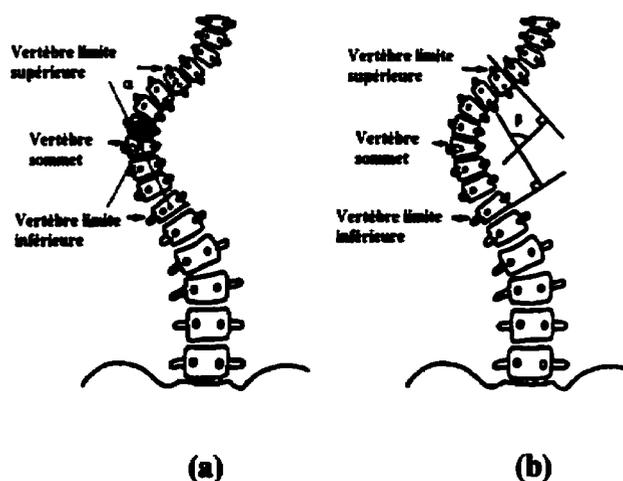
Toutefois, il est à noter que ces résultats découlent d'une moyenne sur des colonnes d'allure et d'ampleur de déformation différentes, qu'elles sont en deux dimensions seulement et qu'elles ne distinguent pas les effets dus aux types de courbe ou de sévérité, à la rotation axiale ou à la déformation dans le plan latéral.

1.2.3 Indices géométriques

Quantifier les scoliores n'est pas chose aisée, mais est néanmoins indispensable pour permettre le choix d'un traitement approprié. Déterminer des patrons de déformations requiert donc la définition d'indices précis et compréhensibles par tous.

1.2.3.1 Mesures de sévérité

Une mesure de sévérité de la déformation scoliootique a été introduite par Fergusson dans le début des années 1920. Il s'agit de déterminer l'apex puis les vertèbres limites de la courbe étudiée, vertèbres neutres du point de vue de l'angle et généralement de la rotation. Ensuite, les centres de ces vertèbres sont identifiés et l'angle de Fergusson est formé par les deux lignes reliant les centres des vertèbres limites au centre de l'apex (George et coll., 1961).



**Figure 1.12 : Mesure de la sévérité de la scoliose : (a) angle de Fergusson α ;
(b) angle de Cobb β**

La méthode de l'angle de Cobb a été suggérée par Lippman en 1935 et développée par Cobb en 1948. Cette méthode, illustrée à la figure 1.12, utilise la vertèbre limite supérieure, vertèbre la plus haute dont le plateau supérieur est incliné du côté de la concavité de la courbe et la vertèbre limite inférieure, vertèbre la plus basse dont le

plateau inférieur est incliné du côté de la concavité de la courbe. L'angle de Cobb est ensuite défini par l'angle formé par l'intersection des droites perpendiculaires au plateau supérieur de la vertèbre limite supérieure et au plateau inférieur de la vertèbre limite inférieure (Cobb, 1948). Cet indice est actuellement l'un des plus utilisés en clinique.

Ces deux méthodes fournissent des indications importantes au chirurgien mais elles donnent des résultats très différents pour l'évaluation de la sévérité d'une même colonne scoliotique. Ainsi, les angles préopératoires calculés par la méthode de Cobb sont jusqu'à 1,35 fois plus importants que par la méthode de Fergusson (George et coll., 1961 ; Stokes et coll., 1993). Ces différences proviennent du fait que les mesures de Fergusson tiennent compte de trois vertèbres, alors que l'angle de Cobb occulte la géométrie ou la longueur de la colonne et ne considère que l'inclinaison des vertèbres limites, qui peuvent dévier considérablement ou devenir parallèles, donnant un angle de 0° malgré la présence d'une déformation non négligeable. En outre, l'angle de Cobb ne reflète pas le déplacement latéral de l'apex, est d'une faible reproductibilité et l'identification par une droite semble moins précise que celle utilisant un point comme la méthode de Fergusson (George et coll., 1961). De plus, si la technique de Fergusson semble plus adaptée à l'automatisation (Stokes et coll., 1993), la tendance de la méthode de Cobb à surestimer la déformation présente des avantages en clinique lors du suivi de faibles courbures et permet un diagnostic plus précoce. D'autre part, cette méthode est très adaptée à la mesure d'inclinaisons vertébrales. Pour ces raisons, elle est reconnue par la Scoliosis Research Society.

Toutefois, l'un des inconvénients de ces techniques est le caractère 2D de leur approche. De fait, d'autres indices sont nécessaires pour quantifier la déformation scoliothique en 3D.

1.2.3.2 Rotation axiale

De nombreux écrits concernent la mesure de la rotation axiale à l'aide de diverses techniques d'imagerie. L'importance de cet indice s'est accrue depuis sa première définition par Cobb (1948) qui décrit une méthode semi-qualitative de mesure de rotation axiale. Cobb s'appuie sur la position de l'apophyse épineuse sur la vue radiographique frontale et définit cinq valeurs de rotation, de 0+ à 4+, selon si l'apophyse épineuse se trouve en a, b, c, d ou au delà de d (figure 1.13a). Dans une optique légèrement plus quantitative, Nash et Moe (1969) préconisent l'utilisation des pédicules à la place de l'apophyse épineuse difficile à identifier sur des vues radiographiques et souvent très déformée. Ainsi sont répertoriées cinq subdivisions, selon la position et la visibilité des pédicules des côtés concave et convexe puis, grâce à une bonne corrélation entre le pourcentage de décalage du pédicule et la mesure en degré de l'angle de rotation faite sur un spécimen cadavérique, des valeurs de rotation correspondant à chaque groupe sont spécifiées. Ces évaluations sont 10 à 20° supérieures à celles correspondant aux subdivisions de Cobb (1948) qui, de plus, varient entre les vertèbres thoraciques et lombaires. Néanmoins, Ho et coll. (1993), établissant leurs mesures de rotation axiale sur le point jonction des lames identifié sur des images provenant de la tomographie assistée par ordinateur (CT-scan), montrent que la classe 0+ de Nash et Moe (1969) ne

correspond pas une rotation nulle et qu'il existe une différence significative entre les mesures de rotation pour les vertèbres thoraciques et lombaires pour les classes 1+ et 2+. La technique de Nash et Moe (1969) sert de base au modèle développé par Drerup (1984, 1985), qui évalue la rotation axiale grâce à des images CT-scan en calculant le décalage du pédicule du côté convexe dans le cas de fortes scolioses et en s'appuyant sur l'hypothèse de symétrie de la vertèbre dans le cas de scolioses légères. Ses résultats sont systématiquement inférieurs de 10° à ceux de Nash et Moe (1969).

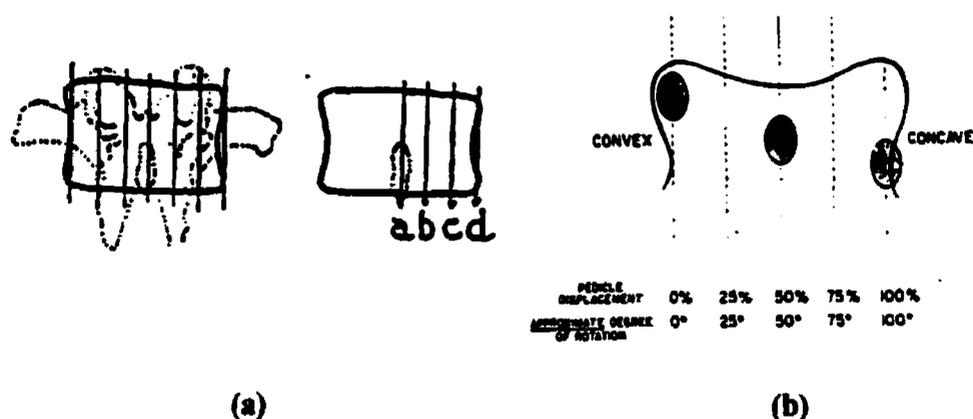


Figure 1.13 : Mesure de rotation axiale par groupe : (a) méthode de Cobb (1948) : à gauche, vertèbre normale sans rotation ; à droite, vertèbre avec rotation ; (b) méthode de Nash et Moe (1969)

Cependant, un problème inhérent à la méthode, illustré à la figure 1.14, entraîne des erreurs de projection, dues à l'hypothèse de symétrie et à l'anatomie de la vertèbre étudiée (Stokes et coll., 1986).

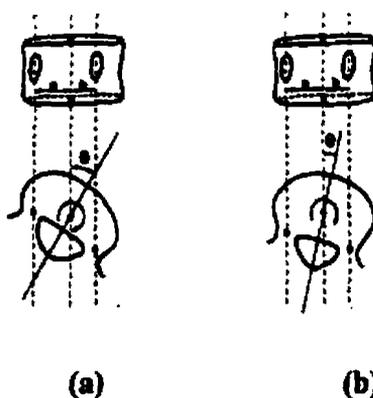


Figure 1.14 : Erreur lors du calcul de la rotation axiale selon Nash et Moe : (a) et (b) représente la même valeur de rotation alors que les vertèbres subissent une rotation effective différente (tiré de Stokes et coll., 1986)

D'autres méthodes se basent aussi sur la prise de radiographie et utilisent le décalage des pédicules. C'est le cas de Perdriolle (1979) qui propose l'utilisation du torsiomètre pour calculer la rotation intervertébrale.

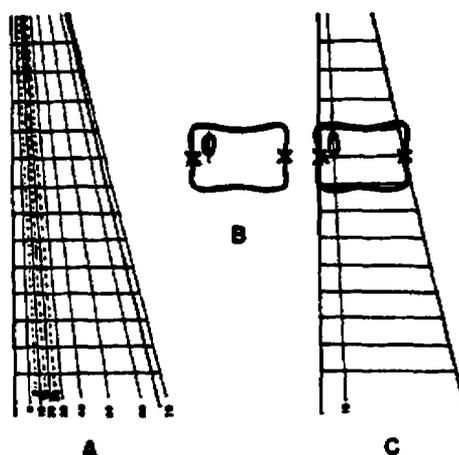


Figure 1.15 : Torsiomètre de Perdriolle (tiré de Perdriolle, 1979)

Le procédé consiste à déplacer une règle trapézoïdale, le torsiomètre, sur la radiographie, de manière à ce que les deux points médians des bords latéraux de la vertèbre coïncident avec les lignes de cette règle, dont l'orientation est vérifiée en comparant les bords supérieurs et inférieurs de la vertèbre avec les lignes horizontales tracées sur la règle. La ligne oblique la plus proche du pédicule convexe donne la mesure de la rotation. Par sa simplicité, cette méthode est largement utilisée dans le milieu clinique. Il est toutefois à noter que, lors de l'utilisation du torsiomètre, des erreurs sont induites par la perte de définition des pédicules et du corps vertébral lorsque l'on atteint des rotations de l'ordre de 30°.

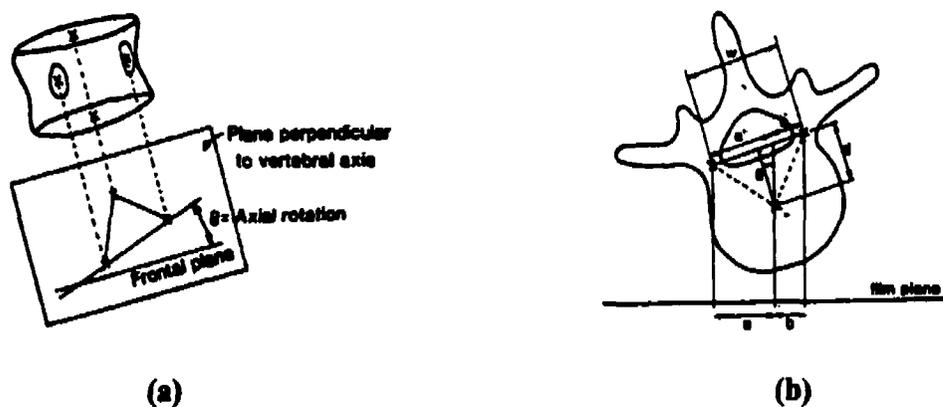
En 1986, Stokes et coll. expliquent les erreurs de calcul de rotation axiale par le fait que la profondeur de la vertèbre n'est jamais prise en compte et proposent deux méthodes de mesure de la rotation en 2D et 3D sur des vues radiographiques. L'angle de rotation axiale en 3D correspond à l'angle défini par la droite reliant les projections des pédicules sur un plan perpendiculaire à l'axe de la vertèbre étudiée qui passe par les centres des plateaux et par la droite représentant le plan frontal sur cette même projection.

En 2D, la tangente de l'angle de rotation axiale est donnée par la formule :

$$\tan \theta = \frac{w}{2d} \frac{a-b}{a+b}$$

où w est la distance entre les pédicules et d est la distance du centre de la vertèbre à la droite reliant les pédicules, valeur représentative de la profondeur de la vertèbre. a et b sont les distances entre les projections des pédicules et celle du centre de la vertèbre sur

le film radiographique en vue postéro-antérieure. Le ratio w/d est déterminé pour chaque vertèbre de T4 à L4 par la mesure de ces largeurs et profondeurs sur 99 patients atteints de scolioses idiopathiques et est évalué à 1,0. Une erreur de 1 mm sur l'identification des pédicules a pour corollaire une imprécision de $2,2^\circ$; la même erreur sur l'identification de l'axe de la vertèbre entraîne une variation de $4,4^\circ$ sur la mesure de la rotation axiale. Cette méthode est donc applicable cliniquement. Les auteurs conseillent néanmoins de ne pas utiliser le ratio calculé pour des enfants de moins de 10 ans.



**Figure 1.16 : Rotation axiale selon Stokes et coll. en (a) 3D et (b) 2D
(tiré de Stokes et coll., 1986)**

Le principal inconvénient des méthodes radiographiques est la perte de définition des repères anatomiques dès que la rotation devient importante. Pour pallier à ce problème, d'autres auteurs préconisent l'utilisation de la tomographie assistée par ordinateur (Acarollu et coll., 2000 ; Drerup, 1984, 1895 ; Ho et coll., 1993), l'imagerie par résonance magnétique (IRM) (Birchall et coll., 1997) ou les techniques par ultrasons

(Suzuki et coll., 1989). Ces deux dernières se basent essentiellement sur l'identification des lames articulaires.

Ces méthodes 2D ne tiennent pas compte de l'inclinaison latérale. Hecquet et coll. (1998) montrent que deux valeurs différentes de rotation sont mesurées selon l'inclinaison sagittale pour une même vertèbre sans variation de rotation axiale. Ils proposent donc une technique 3D à partir d'images radiographiques, considérant les déformations en vue sagittale et introduisent la notion de « rotation induite », fonction des sinus et cosinus des inclinaisons frontale et latérale. Une étude comparative des diverses méthodes de mesure de rotation axiale mentionnées est résumée dans le tableau A – 2.1 de l'annexe 2.

La rotation axiale de la vertèbre apicale est souvent étudiée. La concordance entre la vertèbre dotée de la plus forte rotation et l'apex est très controversée. Ainsi certains auteurs trouvent que l'apex est la vertèbre subissant le plus de rotation (Birchall et coll., 1997), d'autres pondèrent ce résultat en affirmant que la concordance entre ces deux vertèbres n'est pas obligatoire (Ho et coll., 1993) mais existe dans la majorité des cas, mais que la vertèbre à rotation maximale peut être située à deux niveaux de l'apex (Acarollu et coll., 2000). Enfin, la mesure de la rotation axiale peut être une indication de la sévérité de la courbure scoliothique car certains auteurs spécifient qu'une équation linéaire la relie à l'angle de Cobb (Suzuki et coll. 1989 ; Villemure et coll., 1999).

1.2.3.3 Torsion géométrique

Une autre mesure de la colonne en 3D est la torsion géométrique, développée par Dansereau et coll. (1993). Elle diffère de la torsion mécanique, par le fait même que celle-ci peut être quantifiée par un angle et produit une déformation structurale, alors que la torsion géométrique caractérise l'allure générale de la déformation. Cette torsion peut aussi être évaluée sur n'importe quel point d'une courbe, par « le taux de divergence de cette courbe du plan osculateur formé par les vecteurs tangent et normal au plan d'évaluation » (Dansereau et coll., 1993). L'hypothèse que les segments thoraciques et lombaires sont modélisés par des courbes hélicoïdales circulaires, permet de simplifier les équations de Frenet, grâce auxquelles la torsion géométrique peut être calculée.

Si c est le pas de l'hélice et a le rayon du cercle de base, la torsion T (en mm^{-1}) est définie par :

$$T = \frac{c}{(a^2 + c^2)}$$

Néanmoins, une étude sur 13 patients atteints de scolioses thoraciques droites et 16 de thoraciques droites lombaires gauches montrent que les courbes circulaires ne modélisent pas tous les types de déformations scoliotiques (Dansereau et coll., 1993).

1.2.3.4 Plans d'analyse et plan de déformation maximale

Deux plans de prédilection sont généralement utilisés en clinique : le plan frontal et le plan latéral. À ceci s'ajoute le plan de déformation maximale qui selon la définition de Stokes (1994) est « le plan vertical qui montre la plus forte déformation par une méthode spécifique (tel que la méthode de l'angle de Cobb) quand la partie spécifique de la colonne est projetée sur ce plan ».

De nombreux écrits traitent de la relation entre les déformations sur ces deux vues. Ainsi De Smet et coll. (1984) ne trouvent aucune corrélation entre le degré de scoliose et le degré de cyphose pour des courbures thoraciques droites, mais une relation linéaire existe entre l'angle de Cobb et le degré de courbure maximale. L'absence de relation entre les déformations frontale et latérale est néanmoins contestée par les travaux de Stokes et coll. (1997), pour qui il existe une corrélation entre l'augmentation de l'angle de Cobb frontal d'une part et la diminution de la cyphose et la croissance de la lordose d'autre part dans les régions inférieures et supérieures à la courbure. Pour étudier la colonne en 3D, Deacon et coll. (1984) suggèrent l'utilisation des véritables vues antéropostérieure (AP) et latérale, plans pour lesquels l'angle de Cobb projeté sur le film est maximum et minimum respectivement. La vue AP sous-estime de 41% la véritable courbure qui apparaît sur la véritable vue AP, alors que la vue latérale crée une impression de cyphose supérieure de 55% à celle observée sur la véritable vue latérale. Cependant, la détermination de l'orientation de ces plans est longue et nécessite la multiplication de

prises de radiographies à des positions de source différentes, imposant au patient une trop haute dose de radiation. De fait, la méthode est difficilement applicable en clinique.

C'est pourquoi Cruickshank et coll. (1989) cherchent à prédire la déformation latérale en fonction de la distorsion frontale. Aussi pour les simples courbures thoraciques et thoracolombaires, une lordose apicale courte est détectée en haut de la cyphose normale et en bas de la cyphose thoracolombaire, alors que les simples courbures lombaires présentent une lordose apicale limitée par des cyphoses. Les doubles courbures thoraciques/lombaires et thoraciques/thoraciques montrent une longue lordose jusqu'au milieu thoracique dans le premier cas ou jusqu'au niveau thoracolombaire pour le second cas. Les triples courbures se caractérisent par une lordose sur l'ensemble de la colonne. Néanmoins, il n'est pas évident que les courbes scoliotiques se produisent dans des régions de lordose (Stokes et coll., 1997).

Le plan de déformation maximale est en outre couramment utilisé. Diverses définitions existent dans la littérature : (1) selon Godillon et coll. (1997), il s'agit d'un plan incluant au mieux les centroïdes des vertèbres par la méthode des moindres carrés, mais aucune corrélation n'a été trouvée entre l'orientation de ce plan et le type de courbe ; (2) le plan préconisé par Perdriolle (1998) est défini comme étant celui qui passe par les deux vertèbres limites et l'apex ; (3) Stokes (1994) définit le plan pour lequel la somme des distances au carré des centroïdes des vertèbres à ce plan est minimale ; (4) enfin, Labelle et coll. (1996) utilisent un plan vertical en rotation autour de l'axe gravitationnel, tel que l'angle de Cobb projeté sur ce plan soit maximal, plan dont l'orientation est très corrélée

avec l'angle de Cobb (Mouilleseaux et coll., 2000). Les trois premières méthodes présentent une corrélation significative lors de l'étude du segment entre les vertèbres limites seulement (Aubin et coll., 1999). Les plans définis par Stokes (1994) et Labelle et coll. (1996) sont identiques, néanmoins le plan calculé par Labelle et coll. (1996) est vertical alors que celui de Stokes (1994) a une orientation quelconque dans l'espace. Aucune des quatre méthodes ne semble sensible aux erreurs de reconstruction. En outre, une bonne corrélation entre l'angle de déformation maximale et la cyphose est rapportée par Godillon-Maquinghen et coll. (2000), puisque une réduction de la cyphose thoracique va de paire avec la progression de ce plan par rapport au plan frontal.

1.2.4 Classement

Les colonnes scoliotiques ont des aspects très variés et leur traitement repose sur la forme de la courbure. C'est pourquoi il est nécessaire de définir des règles permettant un classement des scolioses idiopathiques.

Un premier type de classement consiste à observer la maturité osseuse du squelette du patient. Ainsi sont différenciées les scolioses infantiles si elles sont diagnostiquées avant trois ans, les scolioses juvéniles de quatre ans jusqu'au premier stade de la puberté, les scolioses adolescentes après le début de la puberté et les scolioses adultes en cas de maturité osseuse qui s'opère après 17 ans chez la femme et 19 chez l'homme (Pope et coll., 1984).

D'autres modes de classement ont été développés. Goldstein et coll. (1973) font référence au classement établi par Schulthess (1950) et repris par Ponseti et coll. (1950), en décrivant cinq grands groupes de courbe pour les scolioses idiopathiques : les lombaires, les thoracolombaires, les thoraciques, les cervico-thoraciques et les doubles courbures, comprenant les doubles thoraciques, les combinaisons thoraciques-lombaires et les combinaisons thoraciques-thoracolombaires. Bradford et coll. (1987) déterminent sept sortes de simple courbure selon le niveau vertébral de l'apex. Ainsi sont définies :

- les courbes cervicales, pour lesquelles l'apex se situe entre C1 et C6 ;
- les courbes cervicothoraciques, dont l'apex se trouve entre C7 et T1 ;
- les courbes thoraciques, avec une apex comprise entre T2 et T11 ;
- les courbures thoracolombaires, pour lesquelles la vertèbre apicale est entre T12 et L1 ;
- les courbures lombaires dont le niveau vertébral de l'apex est entre L2 et L4 ;
- les courbures lombosacrées, entre L5 et S1.

S'ajoutent aux simples courbures, les doubles majeures thoraciques, les thoraciques-lombaires, les thoraciques-thoracolombaires et les scolioses à courbes multiples. Ce dernier mode de classement ne tient pas compte de la flexibilité des courbes, pourtant importante dans le choix d'une instrumentation et d'un niveau de fusion chirurgicale. C'est pourquoi King et coll. (1983) proposent une méthode de classement des scolioses à visée chirurgicale, en fonction de la déformation frontale uniquement et plus précisément du passage ou non de la colonne au-delà de la ligne médiane. En outre, l'indice de

flexibilité est défini comme la différence entre le pourcentage de correction thoracique et lombaire. Ainsi cinq types de courbe sont identifiés.

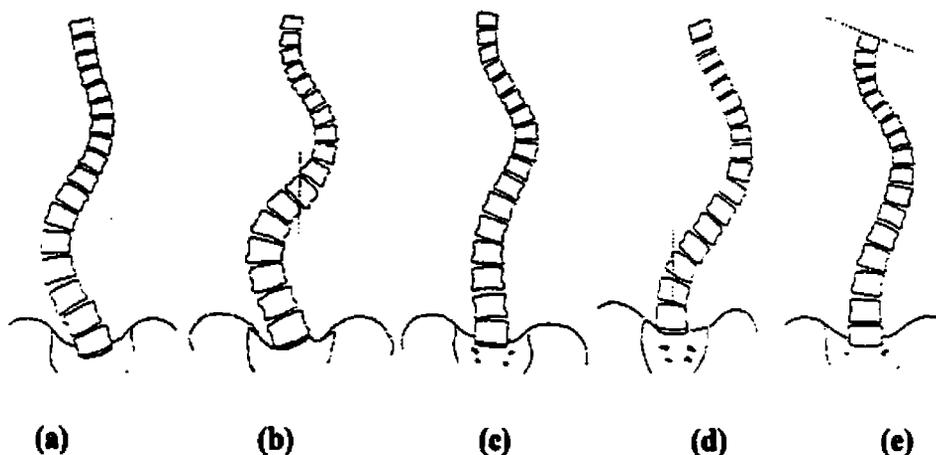


Figure 1.17 : Classement de King : (a) type I ; (b) type II ; (c) type III ; (d) type IV ; (e) type V (tiré de King et coll., 1983)

Les doubles courbures comprennent :

- les scolioses de type I, qui présentent une courbe en « S » pour laquelle les deux courbes thoracique et lombaire traversent la ligne médiane. La courbure lombaire est plus importante que la courbure thoracique. L'indice de flexibilité est négatif ;
- les scolioses de type II, caractérisées par une courbe en « S » dont les courbures en thoracique et lombaire traversent la ligne médiane. Ici, en revanche, la déformation thoracique est plus importante que la courbure lombaire et l'indice de flexibilité est positif ;

- les scolioses de type V, qui définissent les doubles courbures thoraciques, avec T1 inclinée vers la convexité de la courbe.

Les simples courbures sont réparties entre :

- les scolioses de type III, qui offrent une déformation thoracique, mais la courbe lombaire ne traverse pas la ligne médiane ;
- les scolioses de type IV, présentant une longue courbure thoracique et telles que la vertèbre L5 soit centrée au-dessus du sacrum et L4 soit inclinée à l'intérieur de la courbe thoracique.

Ce classement a été éprouvé par de nombreuses études. Certaines tendent à montrer la pertinence de la méthode : King et coll. (1983) dénombrent 52 patients sur 405 de type I soit 12,8%, 132 patients de type II, soit 32,6%, 133 patients de type III, soit 32,6%, 37 patients de type IV, soit 9,1%, et 47 de type V, soit 11,6%. En outre, selon Roye et coll. (1992), cet outil est valable pour le choix du type d'instrumentation et de niveau de fusion en chirurgie. D'autres, en revanche, mettent en exergue une lacune dans la fiabilité et la reproductibilité de la technique, que celle-ci soit utilisée par des observateurs expérimentés ou non (Lenke et coll., 1998 ; Cummings et coll., 1998). Il est aussi difficile de distinguer les types I des doubles majeures, le type III des doubles majeures, ainsi que les types II et III (Lenke, et coll., 1998). De plus, selon cette méthode, il n'existe aucune différence entre les thoracolombaires et les véritables courbures lombaires. Pour pallier à

ce problème, Stokes et coll. (2000) proposent des règles de classification implantées dans un programme informatique : il s'agit d'identifier dans un premier temps les quatre coins de chaque vertèbre, puis l'apex de la courbe comme étant la vertèbre la plus déviée latéralement par rapport à l'axe des y i.e. la ligne sacrale centrée, dans l'intervalle de deux vertèbres supérieures et deux inférieures au niveau de changement de signe de l'inclinaison vertébrale. Enfin, les vertèbres limites supérieures et inférieures sont identifiées comme étant les plus inclinées et l'angle de Cobb est calculé par différence des inclinaisons de ces vertèbres. Les scolioses de King et coll. (1983) et de Lenke et coll. (1998) ont été classées selon King, mais sans considération de la flexibilité. L'algorithme donne une bonne précision et est très reproductible, excepté dans les cas où les courbes sont à la limite de traverser la ligne médiane, quand le niveau vertébral est ambigu ou quand l'angle de Cobb est proche de 10° .

Le classement introduit par Coonrad et coll. (1998) permet d'allier plusieurs techniques, en considérant le niveau vertébral de l'apex et la flexibilité et en regroupant les déformations miroirs (gauche et droite). Ainsi 11 patrons sont définis :

- ❑ le type 1A contient les scolioses doubles thoraciques et lombaires, avec une courbe basse large et/ou moins flexible, dotée d'un apex sur le disque L1-L2 ou en dessous ;
- ❑ le type 1B comprend les doubles courbures thoraciques et thoracolombaires, avec une courbe basse large et/ou moins flexible, tel que l'apex de la courbe basse soit sur T12 , L1 ou entre ces deux vertèbres ;

- le type 2A regroupe les scolioses doubles thoraciques et lombaires, avec une courbe haute large et/ou moins flexible, dotée d'un apex sur le disque L1-L2 ou en dessous ;
- le type 2B recouvre les doubles courbures thoraciques et thoracolombaires, comprenant une courbe haute large et/ou moins flexible, tel que l'apex de la courbe basse soit sur T12 , L1 ou entre ces deux vertèbres ;
- le type 3 est formé des courbures simples thoraciques avec un apex généralement en T7, T8, T9 ;
- le type 4 comporte les déformations simples thoraciques qui ont un apex entre T10 et T11, une vertèbre limite inférieure en L2 ou L3 et telles que L4 soit inclinée vers la concavité de la courbe ;
- le type 5 regroupe les doubles courbures thoraciques, T1 et T2 étant généralement inclinées vers l'intérieur de la courbe supérieure ;
- le type 6 comprend les simples courbures thoracolombaires dont l'apex est à T12 ou L1 ou entre les deux ;
- le type 7 contient les simples courbures lombaires avec une vertèbre apicale entre les disques L1-L2 et L4-L5 ;
- le type 8 est formé des triples courbures ;
- le type 9 est constitué des autres courbes n'appartenant à aucune des catégories précédentes (courbe quadruple par exemple).

De la même façon que le classement de King et coll. (1983), cette méthode est 2D, car elle n'utilise que la vue frontale. D'autre part, du fait du grand nombre de groupes définis, la technique développée par Coonrad et coll. (1998) semble plus fiable et reproductible que celle de King et coll. (1983), puisque la reproductibilité de la méthode est évaluée à 98,7% et la fiabilité à 97,4%. Cependant, cette même multitude de catégories complexifie le classement.

Une propriété générale de toutes ces méthodes est leur caractère 2D, ne considérant que la déformation frontale. Or les scolioses idiopathiques sont 3D. Il est donc nécessaire de prendre également en compte la vue latérale.

Poncet et coll. (1999a) introduisent une technique de classement en 3D fondée sur la torsion géométrique de la représentation curvilinéaire de la colonne dans l'espace par la technique de krigeage dual (Poncet et coll., 1999b ; Trochu, 1993). L'étude des valeurs de cette torsion pour 62 patients, atteints de scolioses thoraciques droites-lombaires gauches, thoraciques droites, lombaires gauches et thoracolombaires gauches permet de définir six catégories de patients, trois pour les simples courbures et trois pour les doubles courbures. Ces groupes se différencient par le nombre de torsions détectées, leur emplacement le long de la colonne, par la localisation des minima et maxima de torsion et s'il en existe plusieurs, par leur caractère uni- ou bi-directionnel.

1.2.5 Méthodes de traitement de la scoliose

Les scoliores entraînant des troubles neurologiques et respiratoires, il est nécessaire de corriger ces déformations par des moyens qui dépendent de leur gravité. Puisque les causes des scoliores idiopathiques sont inconnues, il n'existe aucun traitement préventif. Cependant, le premier diagnostic se doit d'être le plus rapide possible pour augmenter les chances de réussite du traitement. Ainsi, trois corrections différentes peuvent être préconisées, selon l'amplitude de l'angle de Cobb de la déformation.

Tableau 1.2 : Types de traitement selon l'angle de Cobb
(tiré de Bradford et coll, 1987)

Moyens thérapeutiques	Angle de Cobb
Mouvements de kinésithérapie	<20°
Plâtres et corsets	Entre 20° et 40°
Implants vertébraux	>40°

Les mouvements de kinésithérapie se pratiquent pour des scoliores de faible amplitude, avec un angle de Cobb inférieur à 20°. Ils permettent de stabiliser légèrement les courbures, mais ne semblent pas stopper la progression de la déformation.

Pour des scoliores de moyenne amplitude, le port d'orthèses est utilisé pour corriger la déformation. Il s'agit d'appliquer des forces sur la cage thoracique et le bassin et d'activer simultanément les muscles, provoquant des forces latérales de réaction et contribuant ainsi à réaligner le tronc (White et Panjabi, 1990). Les principaux corsets utilisés sont les corsets Milwaukee (Blount et Moe, 1973), le corset de Boston (Watts et coll., 1977) et le corset de Charleston (Price et coll., 1990).

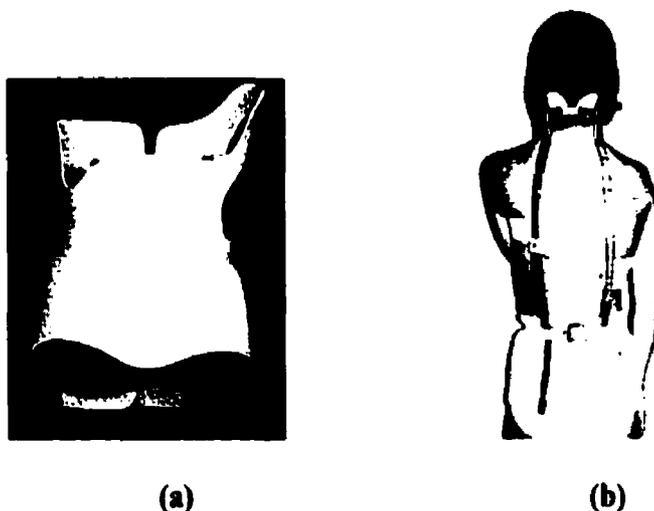
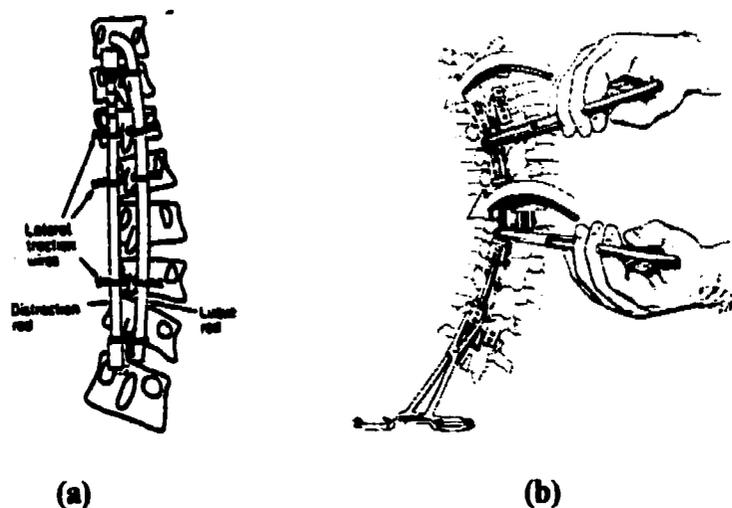


Figure 1.18 : Deux sortes de corsets : (a) corset de Boston (tiré de Labelle et coll., 1992) ; (b) corset de Milwaukee

Enfin, pour des scoliose à angle de Cobb supérieur à 40° , il est nécessaire de procéder à l'intervention chirurgicale, en implantant des tiges, fixées aux vertèbres par l'intermédiaire de crochets ou de vis. Une manœuvre du chirurgien permet de replacer la colonne dans le plan frontal en corrigeant les courbures et en rétablissant au mieux les courbures normales dans le plan sagittal. La tige rigide aide à stabiliser les structures du tronc et à prévenir toute progression des déformations et ce par la biais de fusions vertébrales. La chirurgie a pour but : (1) de réduire les déformations scoliothiques de la colonne vertébrale en procurant à celle-ci une configuration géométrique plus physiologique ; (2) de stabiliser les structures du tronc afin d'assurer un maintien solide du segment instrumenté pour permettre l'ostéosynthèse ; (3) de prévenir toute progression des déformations scoliothiques et (4) d'améliorer l'apparence du patient (rétablir la symétrie du tronc).

L'instrumentation peut être posée selon trois grandes techniques différentes : la voie postérieure consiste à fixer les vis et crochets par le dos ; la voie antérieure se distingue par une ouverture latérale par le chirurgien et la pose des vis et crochets sur l'avant de la vertèbre ; la voie combinée, alliant les deux premières. Cependant, pour les scolioses idiopathiques, la voie postérieure est la plus couramment utilisée.

Plusieurs types d'instrumentation permettent des corrections plus ou moins importantes de la scoliose. Leur choix dépend grandement du patient et de la préférence du chirurgien. Elles diffèrent par le nombre de vis et de tiges employées, ainsi que par leur lieu d'implantation. Ne considérant pas la déformation latérale, la première instrumentation, nommée Harrington du nom de son inventeur (Harrington, 1960), est rapidement suivie par la technique Luque, fondée sur la technique Harrington, et dont une des deux tiges est en forme de L qui permet de meilleurs correction et maintien du rachis.



**Figure 1.19 : Instrumentation de (a) Luque et de (b) Harrington
(tiré de White et Panjabi, 1990)**

D'autres instrumentations furent développées pour permettre une meilleure correction dans l'espace. Ainsi peuvent être citées l'instrumentation Cotrel-Dubousset (CD), avec deux tiges d'acier longitudinales fixées aux vertèbres par l'intermédiaire de vis sacrées et de crochets pédiculaires ou lamaires (White et Panjabi, 1990), ainsi que l'instrumentation Colorado, dérivée de la précédente. Pour le premier cas, le chirurgien applique d'abord une dérotation puis une distraction, une compression sur le rachis, permettant une correction des courbures thoraciques et lombaires de plus de 50%, une conservation des lordoses et une amélioration des cyphoses (Antuna et coll., 1997). Cependant, une perte de correction dans le temps, voire une progression de la scoliose, ainsi que des troubles neurologiques sont aussi à déplorer (Antuna et coll., 1997 ; Lenke et coll., 1992). La technique Colorado utilise une manœuvre chirurgicale différente, un nombre de vis plus important et un écrou pour bloquer le système, donnant une correction des angles de Cobb frontaux et sagittaux du même ordre juste après l'opération, cependant, au bout d'un mois, la correction obtenue par la technique Colorado est meilleure dans le plan frontal pour les courbures thoraciques (Labelle et coll., 1999).

1.3 Modélisation personnalisée du rachis scoliothique

Tel que précédemment décrit, la scoliose est une déformation 3D du tronc. Cependant, en clinique, seules les projections 2D sont disponibles sous la forme de radiographies, pas toujours claires et qui ne permettent pas de visualiser la colonne en trois dimensions. C'est pourquoi des techniques de reconstruction en trois dimensions ont pour objectifs

(1) d'aider le clinicien dans son diagnostic et le traitement du patient et (2) de donner une base géométrique 3D aux chercheurs pour développer des outils de simulation chirurgicale par exemple.

1.3.1 Reconstruction 3D multi-vues

En clinique, les déformations scoliotiques sont généralement évaluées grâce à des techniques radiographiques. Les films radiographiques obtenus sont analysés et traités, permettant une reconstruction 3D du tronc. Cette étude utilise largement ces radiographies, c'est pourquoi les appareillages radiographiques et l'explication des algorithmes de reconstruction 3D sont développés dans les sections suivantes.

1.3.1.1 Les appareils radiographiques

L'installation radiographique comprend au moins une source de rayons X, positionnable et orientable grâce au dispositif qui le soutient, des cassettes de films radiographiques et le système de positionnement du patient. Les rayons X, lorsqu'ils traversent de la matière, sont plus ou moins absorbés selon la densité et l'épaisseur du matériau observé : si celui-ci est dense, ils seront presque tous absorbés et/ou déviés et le matériau apparaît noir sur le film ; à l'inverse, si le matériau est peu dense, celui-ci laisse passer les rayons presque sans les modifier. Ainsi, une observation du film radiographique résultant est-elle une analyse de la densité des matériaux traversés. D'autre part, selon l'énergie d'émission des rayons, il est possible de rendre visibles différentes matières : pour l'observation des os,

l'énergie d'émission doit se situer entre 50 et 70 keV (André, 1989), une plus grande valeur laissera apparaître les tissus mous, alors qu'une énergie plus basse devient dangereuse pour le patient, car elle est plus facilement absorbée. La cassette se compose d'un écran intensifiant, capable de transformer les rayons en photons lumineux et d'un film comportant une couche photosensible, en bromure d'argent, qui réagit à la réception de photons lumineux. De plus, une grille anti-diffusion est généralement ajoutée pour filtrer les photons diffractés qui forment un bruit dans l'impression du film (André, 1989).

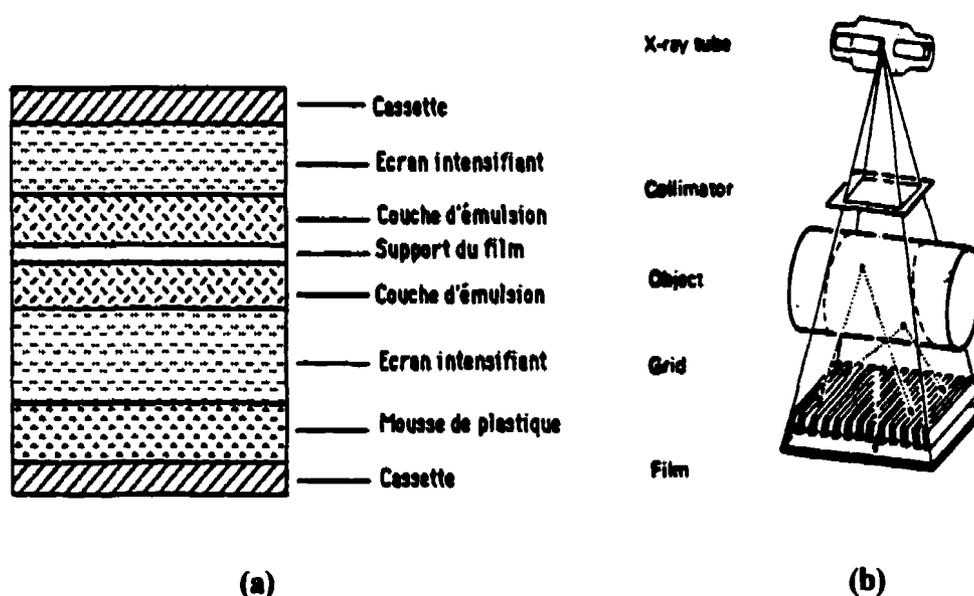


Figure 1.20 : Les appareils de radiographie : (a) vue de coupe d'une cassette radiographique ; (b) impression du film et grille anti-diffusion (tiré de André, 1989)

1.3.1.2 Les techniques stéréoradiophotogrammétriques

Hallert (1970) définit la photogrammétrie comme étant la technique de mesure photographique utilisée pour l'obtention de données géométriques, morphologiques ou de

position de l'objet étudié. La radiophotogrammétrie est donc l'application de la photogrammétrie à la radiographie et la stéréoradiophotogrammétrie est la technique qui, à partir d'au moins deux radiographies d'orientation différente, permet l'obtention d'une reconstruction 3D de l'objet.

Le cas normal de stéréoradiophotogrammétrie se caractérise par le fait que la base, écart entre les sources, est perpendiculaire aux distances dites « principales », entre le film et la source, tel que le montre la figure 1.21. Par conséquent, lors du déplacement de la source, celles-ci restent parallèles et constantes.

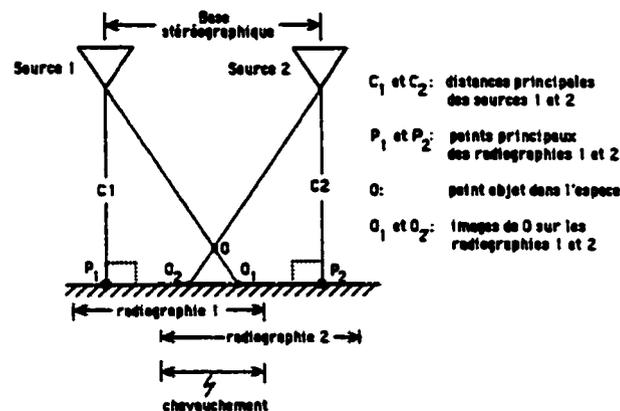


Figure 1.21 : Cas normal de stéréoradiophotogrammétrie (tiré de André, 1989)

Le cas convergent est le plus utilisé : l'orientation de la source varie lors de son déplacement qui peut être parallèle au film, au moins une des deux distances principales n'étant plus perpendiculaire à la base. Dans le cas biplanaire (figure 1.22), lors du déplacement et de l'orientation de la source, le film change de plan tel que les deux distances principales lui demeurent perpendiculaires (Dansereau, 1987). Marzan (1976)

indique que la configuration optimale, la plus précise, est obtenue lorsque les plans des films sont orthogonaux entre eux.

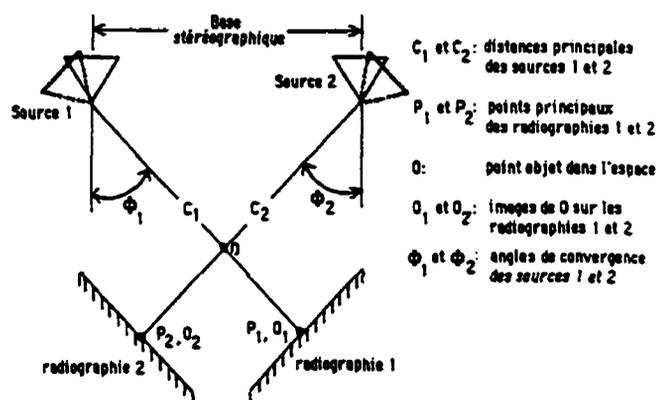


Figure 1.22 : Cas convergent de stéréoradiophotogrammétrie (tiré de André, 1989)

Marzan (1976) différencie trois catégories de méthodes de stéréophotogrammétrie 3D.

Les méthodes analogiques utilisent un stéréocomparateur, qui, à partir de deux images projections d'un objet et d'installations optiques, telles que des miroirs ou lentilles, permet la reconstruction en 3D (Hindmarsh, 1980). Ces techniques sont coûteuses et assez imprécises.

Les méthodes analytiques consistent à obtenir la reconstruction 3D d'un nombre fini de points d'un objet par le biais de relations mathématiques entre cet objet et ses représentations en 2D. L'exactitude de la représentation 3D dépend à la fois du nombre de points reconstruits et du type de relations utilisées. Ce groupe est lui-même subdivisé en trois catégories (Marchand, 1983) :

- Les méthodes explicites idéales ont pour avantage de reconstruire en 3D par des équations mathématiques simples. Néanmoins, elles nécessitent de nombreuses connaissances a priori, telles que la position et l'orientation des sources et deux repères de référence au moins sur les radiographies.
- Les méthodes explicites optimisées sont une amélioration des méthodes précédemment décrites et un algorithme permet de corriger certaines erreurs dues à l'identification des points.
- Les méthodes implicites optimisées présentent l'avantage de calculer par elles-mêmes les paramètres dont elles ont besoin pour obtenir la reconstruction 3D. En revanche, pour acquérir les valeurs de ces paramètres, il est nécessaire de radiographier également un objet de calibrage, objet qui comporte un certain nombre de points dont les positions sont connues avec précision. Parmi ces techniques existe la méthode Direct Linear Transformation (DLT), développée par Marzan (1976) et fondée sur l'hypothèse qu'il existe une relation linéaire entre un objet et son image (figure 1.23) : les coordonnées bi- et 3D des points de l'objet de calibrage sont connues et injectées dans des équations mathématiques permettant le calcul de 11 paramètres tenant compte de la géométrie de l'installation radiographique. Ces paramètres sont ensuite utilisés dans ces mêmes équations de façon inverse pour calculer, à partir des coordonnées 2D des points à reconstruire (x_1, y_1) et (x_2, y_2) sur les deux vues, les coordonnées 3D de ces points (X, Y, Z) . Les erreurs types sur les coordonnées reconstruites sont elles aussi

calculées (E_x , E_y , E_z). Pour plus détails, le lecteur peut se référer à la thèse de doctorat de Marzan (1976).

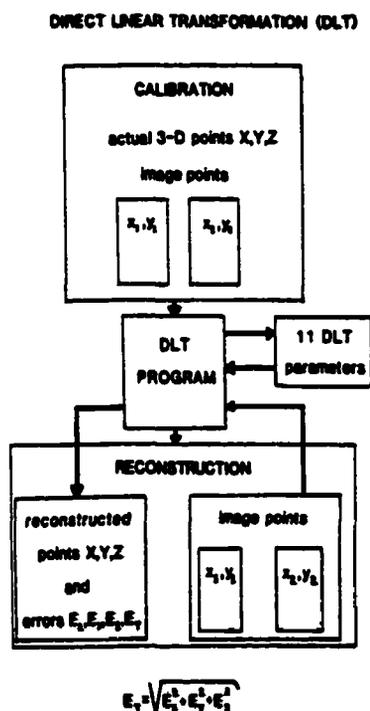


Figure 1.23: Algorithme Direct Linear Transformation (tiré de Dansereau, 1987)

Enfin, les méthodes semi-analytiques permettent d'obtenir les coordonnées 3D d'un certain nombre de points par une méthode analytique puis de reconstruire les autres points par une méthode analogique.

1.3.2 Reconstruction 3D personnalisée

Les techniques de stéréoradiographie sont utilisées dans le but de reconstruire en trois dimensions le tronc d'un patient en particulier, i.e. les structures osseuses de la colonne vertébrale notamment.

1.3.2.1 Représentation de la colonne

André (1989) divise les représentations 3D en modèles filaires curvilignes et en modèles volumiques.

Les modèles filaires permettent de visualiser le rachis scoliotique dans l'espace. La colonne est représentée par une courbe passant par des points qui symbolisent les vertèbres. Le modèle le plus simple consiste à identifier sur deux radiographies les centroïdes des vertèbres et à les relier au moyen d'une courbe, telle qu'une spline cubique par morceaux (Mc Neice et coll., 1975 ; Raso, 1977). Divers indices peuvent être calculés à partir de ce modèle, tels que l'angle de Cobb dans un plan quelconque (Mc Neice et coll., 1975) ou la longueur totale de la colonne dans l'espace (Raso, 1977). L'erreur sur la longueur de la colonne fut estimée à l'aide d'une tige métallique hélicoïdale à ± 5 mm. Afin d'introduire d'autres paramètres 3D, tels que la courbure ou la torsion, Dansereau (1983) substitue des splines quintiques aux splines cubiques. Néanmoins, la mesure des angles de Cobb ou de Fergusson est insuffisante selon Hierholzer et coll. (1982) du fait de la dépendance de ces paramètres aux positionnements des patients et du film radiographique. C'est pourquoi, dans le but de décrire de façon quantitative la forme et la taille d'un rachis scoliotique, ces auteurs proposent une nouvelle méthode, utilisant des équations modifiées de géométrie différentielle. Au lieu de s'intéresser au centroïde des vertèbres, Hierholzer et coll. (1982) s'appuient sur les centres des plateaux pour définir divers indices caractérisant la forme de la colonne étudiée. Le choix des centres de plateaux permet de réduire l'erreur d'identification réalisée sur le centroïde, difficile à

localiser précisément sur une radiographie (figure 1.24). Divers angles permettent de quantifier la déviation de la courbe représentant la colonne par rapport à la ligne droite ou par rapport à un plan pour un triplet de vertèbres, alors que des paramètres d'aires et volumes calculés à partir des segments formés par les centres des plateaux représentent le balancement de la courbe en 3D et décrivent donc aussi bien la forme que la taille de la courbure scoliothique. Néanmoins, la rotation de la vertèbre ne peut être calculée par cette méthode.

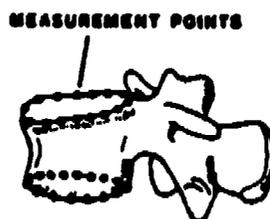


Figure 1.24 : Points identifiés par Hierholzer et coll. (1982)

Ainsi les modèles filaires décrivent-ils bien l'allure globale de la colonne. Toutefois, puisque la vertèbre est représentée par un point, aucune mesure locale ne peut être conduite. Il est donc nécessaire de raffiner ces modèles en utilisant des volumes.

Brown et coll. (1976) représentent la vertèbre à l'aide d'un tétraèdre. Quatre points sont identifiés les vues radiographiques AP et latérale, à l'aide d'une table numérisante : les deux centres des plateaux, définis comme étant le centre de l'ellipse que décrit le plateau ; les deux sommets inférieurs des pédicules, facilement identifiables en vue frontale et déterminés en vue latérale comme étant les points les plus hauts des arches que

forment les pédicules, tels que les tangentes aux arches en ces points soient parallèles au plateau inférieur. Une méthode explicite idéale permet le calcul des coordonnées 3D de ces points. Le tétraèdre est alors formé par ces quatre points. Un repère local est introduit, en relation avec ce polygone, permettant les mesures de rotation axiale avec une précision de $0,5^\circ$. La différence maximale entre les angles de Cobb calculés par cette méthode et mesurés sur les radiographies est de 5° . Si la technique de Brown et coll. (1976) donne des mesures quantitatives fiables en trois dimensions, elle est difficilement applicable en clinique, car elle nécessite deux sources de rayons X ou le déplacement d'une seule source d'un angle trop important pour la taille des salles de radiographie.

C'est pourquoi Hindmarsh et coll. (1980) ont développé une nouvelle méthode n'utilisant qu'une seule source de rayons X. Deux radiographies du patient et de l'objet de calibrage sont prises sur les deux moitiés d'un même film. Six points sont identifiés, quatre sur le corps vertébral, permettant le calcul de son centre de gravité, les deux derniers points, les points 5 et 6, étant au choix les sommets des apophyses transverses ou les points les plus hauts sur l'arche concave des pédicules (points identiques à ceux décrits par Brown et coll. (1976)). La vertèbre est alors représentée par un triangle dont les sommets sont le centre de gravité du corps vertébral et les points 5 et 6. Une courbe relie les centres de gravité de ces triangles. La précision de la technique fut évaluée à moins de 1 mm. Cette méthode présente l'avantage de pouvoir être employée en clinique et de quantifier des indices tels que les angles de courbure, les déviations, les rotations et les longueurs de la colonne. Néanmoins, les auteurs déplorent la médiocre qualité des radiographies, la sous-

exposition du segment lombaire et la sur-exposition du segment thoracique. D'autre part, le temps d'acquisition trop long entre les deux radiographies, évalué à 10 s, introduit des erreurs dues au déplacement du patient entre les deux prises de radiographies. Enfin, la sélection des points sur les corps vertébraux est difficile, car la forme de ceux-ci ne présente pas de véritables angles.

Stokes et coll. (1986, 1987) prennent deux radiographies, une en vue PA avec une orientation de la source nulle et une autre telle que la source fasse un angle oblique de 15° avec la position initiale (voir figure 1.25).

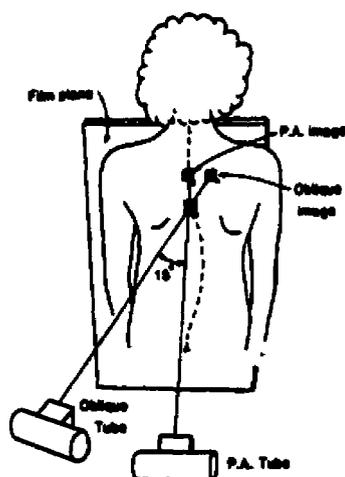


Figure 1.25 : Positionnement des sources radiographiques de la méthode de reconstruction 3D de Stokes (tiré de Stokes et coll., 1986)

Les deux centres des plateaux et les quatre sommets des pédicules sont alors identifiés pour chaque vertèbre. Ces six points sont reconstruits en trois dimensions grâce à l'algorithme DLT (figure 1.26). Le milieu des centres des plateaux est calculé, pour

permettre le calcul des courbures de la colonne dans différents plans. Des mesures de rotation axiale sont aussi encourues. La précision de l'identification des points a été évaluée grâce deux observateurs traitant 60 vertèbres sur quatre films radiographiques. La déviation standard est de 1,47 mm sur l'axe vertical, 0,88 mm en direction horizontale en vue frontale et 3,8 mm en direction horizontale sur la vue sagittale (Stokes et coll., 1987). Ces valeurs sont faibles, comparativement aux artéfacts dus aux légers déplacements du patient entre les deux prises de radiographies. Néanmoins, cette méthode requiert une grande distance focale et peut donc être difficilement applicable en clinique, malgré la faible dose d'irradiation nécessaire.

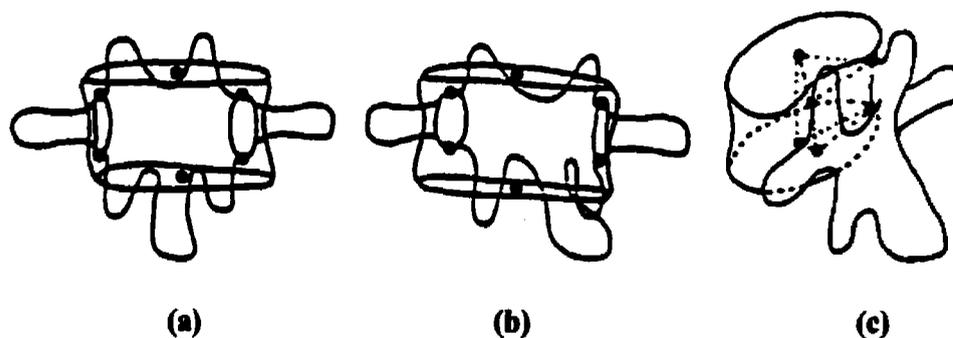


Figure 1.26 : Points identifiés par Stokes et coll., 1987 : (a) vue PA ; (b) vue oblique ; (c) reconstruction 3D

Ces travaux servent toutefois de base à de nombreux développements effectués à l'hôpital Sainte-Justine de Montréal. Ces méthodes sont celles employées dans ce projet et font donc l'objet d'une étude particulière dans la section 1.3.2.2.

1.3.2.2 Reconstruction 3D raffinée et personnalisée de colonnes vertébrales scoliotiques

Ces méthodes utilisent deux radiographies, sur lesquelles un certain nombre de points par vertèbre sont identifiés et mis en correspondance par l'algorithme DLT qui calcule leurs coordonnées spatiales. Un objet de calibrage est donc radiographié en même temps que les patients : il s'agit de deux plaques verticales parallèles constituées de 55 billes de plomb. L'une d'elle contient 30 billes disposées en cinq colonnes et six lignes, numérotées A-j-i pour la vue frontale et C-j-i pour la vue latérale, i représentant la ligne et j la colonne ; l'autre plaque comprend 25 billes rangées en cinq lignes et cinq colonnes, numérotées B-j-i pour la vue frontale et D-j-i pour la vue latérale. Un repère orthogonal direct relatif aux plaques est défini sur ces deux vues : l'origine est centrée sur les billes centrales B-3-3 et D-3-3 pour les radiographies frontale et latérale respectivement, l'axe des ordonnées y est dirigé selon l'axe vertical gravitationnel vers le haut et l'axe des abscisses x lui est directement perpendiculaire. Ce repère est aussi celui utilisé sur les radiographies. D'autre part, la reconstruction 3D des billes présente une erreur inférieure à 1 mm (André et coll., 1990, 1994). Une représentation graphique volumique permet ensuite au chirurgien de visualiser la déformation de la colonne de façon adéquate. André et coll. (1989, 1990, 1991, 1992, 1994) ont étudié les configurations optimales applicables cliniquement qui permettent d'obtenir la meilleure reconstruction en 3D. Plus précisément, ces travaux avaient pour objectifs (1) de déterminer les positions des sources radiographiques et (2) d'identifier les points les plus fiables grâce auxquels la

reconstruction 3D sera la plus cohérente et la plus exacte possible, tout en tenant compte des contraintes cliniques, telles que la taille de la salle de radiographie, la disposition d'une seule source de rayons X et l'utilisation de la vue PA, que les chirurgiens sont habitués à analyser. Ces deux objectifs sont à traiter simultanément car la visibilité des repères anatomiques identifiés et par conséquent la qualité de la reconstruction obtenue dépendent étroitement de l'incidence de radiographie choisi.

Ainsi les auteurs ont-ils évalué la visibilité de neuf repères anatomiques grâce à un indice de visibilité numéroté de 1 (mauvaise visibilité) à 5 (excellente visibilité) sur différentes vues. Les repères anatomiques ainsi étudiés sont les centres des plateaux vertébraux, les sommets des pédicules, l'apophyse épineuse et les sommets supérieurs des apophyses transverses. L'angle de la seconde radiographie varie de 5 à 30° en vertical, par incrément de 5°. Pour chacun de ces cas, la reconstruction 3D est effectuée puis projetée dans le plan latéral, pour comparer les coordonnées obtenues avec celles de la vue sagittale préalablement prise lors de la séance de radiographies. Toutes les études montrent que les pédicules présentent la meilleure visibilité quelque soit l'orientation de la source. Pour le segment thoracique bas, les centres des plateaux sont assez visibles pour les angles de 0 à 10°, mais la visibilité dégénère rapidement avec l'augmentation de l'angle. D'autre part, les centres des plateaux sont difficilement identifiables pour les vertèbres thoraciques hautes et du centre de la colonne mais leur visibilité est très bonne en lombaire (André et coll., 1990, 1994). La différence observée entre les segments rachidiens proviennent de la variation d'exposition sur le film radiographique, mais aussi du chevauchement des

plateaux sur l'image lorsque les vertèbres se présentent axialement par rapport à la source pour les niveaux T1 à T6 (André, 1989). Les reconstructions 3D donnent des erreurs supérieures à 5 mm pour les vertèbres T5 à T10 pour les apophyses, c'est pourquoi ces points ne sont pas retenus. Pour les six repères anatomiques restants, la projection de la reconstruction 3D sur la vue latérale peut présenter certaines incohérences.

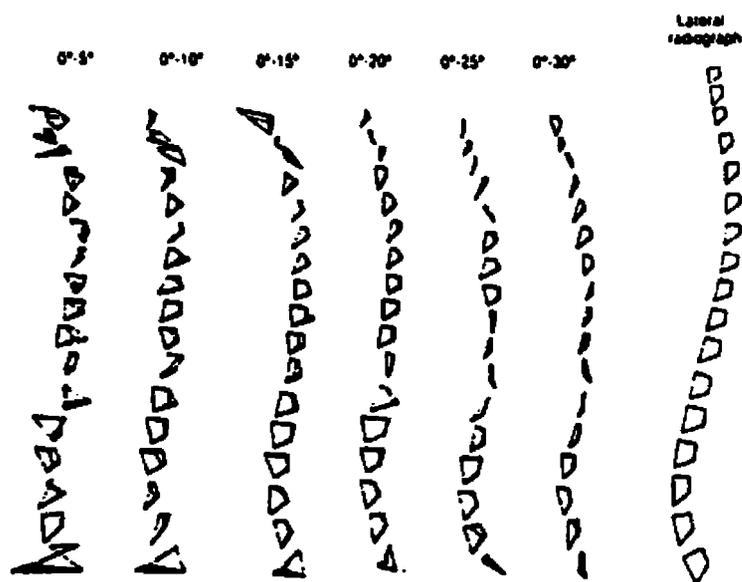


Figure 1.27 : Projection sur le plan sagittal des reconstructions 3D en fonction des angles d'orientation de la source radiographique de 0-5° à 0-30°. À l'extrémité droite, radiographie latérale numérisée (tiré de André et coll., 1990)

Néanmoins, André et coll. (1992) préconisent l'utilisation de la combinaison PA 0-20° vertical pour obtenir une reconstruction 3D du rachis. L'orientation de 20° en vertical est en effet un bon compromis entre visibilité de chacun des repères et erreur d'identification, qui augmente avec l'angle de rotation de la source. La comparaison entre cinq reconstructions d'un mannequin calculées à partir de la configuration PA 0-20° et la

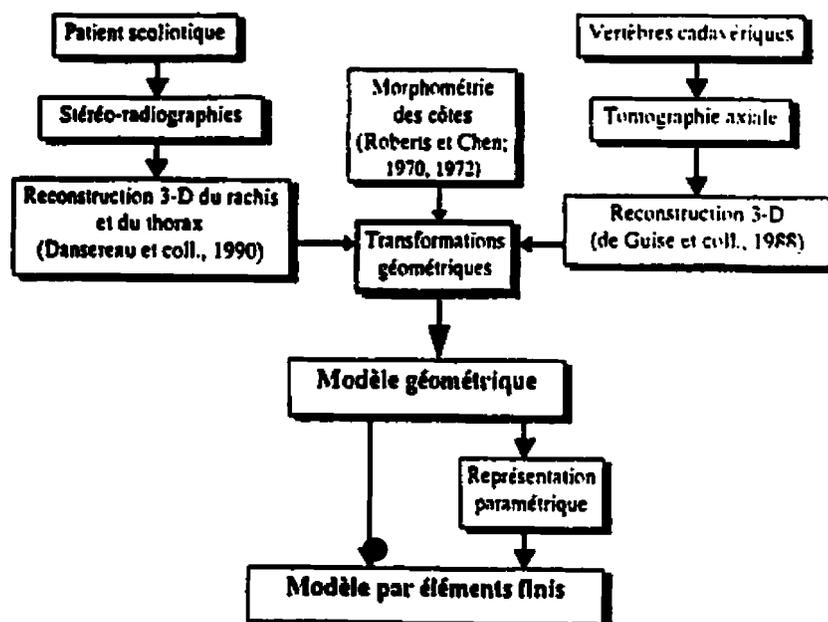
reconstruction obtenue par le PA 0°-latéral met en exergue la normalité des distributions des erreurs de reconstruction tout repère confondu pour chacun des trois axes ; les intervalles de confiance à 99% sont de 1,3 mm en x, 2,9 mm en y et 10,0 mm en z. Ceux-ci sont légèrement plus faibles lorsque des radiographies de cinq patientes atteintes de scoliose thoraciques et lombaires sont numérisées cinq fois (1,0 mm pour x, 1,2 mm pour y et 6,1 mm pour z). De plus, l'étude des erreurs de reconstruction montre que la déviation standard des erreurs pédiculaires est constante le long de la colonne, alors que celle concernant les plateaux présente un peu plus de variation. Enfin, les auteurs remarquent aussi bien chez le mannequin que chez les patientes, que les plus grandes erreurs se situent généralement au niveau de la vertèbre L5 (André et coll., 1994).

Il est aussi évident que la précision des mesures encourues dépend étroitement de l'identification des points : une erreur d'identification des repères anatomiques peut avoir pour corollaire une erreur de reconstruction 3D d'amplitude 2,5 fois plus grande que celle d'identification lorsque la combinaison 0-20° est choisie (André et coll., 1992). Ainsi une erreur d'identification de 2 mm est très commune et entraîne des erreurs 3D d'environ 5 mm (André et coll., 1992), résultats légèrement plus faibles que ceux de Stokes et coll. (1987) qui évaluent les erreurs d'identification à 3 ou 4 mm et que ceux de Rab et Chao (1977), pour qui cette même erreur varie de 3 à 14 mm.

La configuration optimale étant déterminée, il est nécessaire de développer une méthode permettant une meilleure visualisation des reconstructions, de manière à ce que le chirurgien puisse utiliser ces résultats dans son diagnostic et son choix de traitement.

Ainsi Dansereau et coll. (1993) modélisent le corps vertébral par un cylindre elliptique, les pédicules par des lignes droites et les apophyses épineuse et transverses sont extrapolées par des tétraèdres. La hauteur des centres vertébraux est optimisée de manière à ce que les distances intervertébrales correspondent le plus possible aux valeurs anthropométriques reportées par Schultz et coll. (1973).

Néanmoins, si ces méthodes de reconstruction permettent le calcul de nombreux indices tels que la longueur de la colonne, les angles de Cobb et Fergusson, les rotations axiales ou les plans de déformation maximale, ils restent insuffisants pour des études biomécaniques du comportement des scolioses. C'est pourquoi Aubin et coll. (1995) améliore la modélisation par une approche hybride, le modèle géométrique, consistant à déformer des vertèbres primitives par la méthode de krigeage dual (Trochu, 1993) de manière à ce que les coordonnées des six repères anatomiques correspondent avec celles calculées par le DLT. Le dictionnaire de primitives anatomiques a été construit à partir de reconstruction CT-scan de la colonne vertébrale cadavérique d'un homme de 42 ans sans anomalie majeure (de Guise et coll., 1988) : des coupes de 1 mm d'épaisseur sont obtenues le long de la colonne, les contours sont délimités et les coupes sont empilées de manière à obtenir une géométrie 3D de chaque composante avec une résolution d'environ 1 mm. L'amélioration de Aubin et coll. (1995) se situe essentiellement sur les facettes articulaires et ce sans utiliser d'autres repères anatomiques.



**Figure 1.28 : Algorithme de reconstruction du modèle géométrique
(tiré de Aubin et coll., 1995)**

Une comparaison menée par Aubin et coll. (1997) entre les reconstructions biplanaires PA 0-20°, le combiné PA à 0° et latéral, le triplet PA 0°-20°-latéral, les reconstructions par CT-scan et celles résultant du modèle géométrique :

- confirme la précision de la combinaison 0-20° avec une erreur de $5,6 \pm 4,5$ mm, mais que la combinaison PA 0°-latéral donne de meilleurs résultats ($2,1 \pm 1,5$ mm). Aubin et coll. (1997) conseillent donc d'utiliser le doublet PA 0°-latéral pour la reconstruction de la colonne, le PA 0-20° étant conservé pour la reconstruction de la cage thoracique et du sternum (Dansereau, 1987) ;

- montre que les erreurs lors de la reconstruction par CT-scan sont de $1,1 \pm 0,8$ mm, ce qui est légèrement supérieur aux données fournies par la littérature. Toutefois, cette méthode n'est pas applicable à la colonne dans sa totalité du fait de la haute dose de radiations à laquelle le patient serait exposé ;

- évalue l'erreur par le modèle géométrique à moins de 2,3 mm pour les pédicules et les plateaux, les erreurs sur les facettes sont plus importantes (de l'ordre de 3,8 mm). Un modèle géométrique construit à partir de 21 points au lieu de six semble plus précis, mais ce gain ne justifie pas l'augmentation de temps alloué à l'identification des points supplémentaires aux six repères de base (i.e. centres des plateaux et sommets des pédicules).

Enfin, les techniques actuellement utilisées au LIS3D sont résumées par la figure 1.29. L'identification des repères anatomiques est effectuée à l'aide du logiciel NAO qui permet l'amélioration de la visibilité de l'image radiographique par divers filtres et la détection automatique des billes de calibrage. Environ 1000 radiographies ont été traitées par cette méthode depuis 1989 à l'Hôpital Sainte-Justine et constituent la banque de données du laboratoire. Les coordonnées des points ainsi que des billes de calibrage en deux dimensions sont stockées dans des fichiers, tandis que les coordonnées 3D des repères anatomiques reconstruits sont enregistrées dans d'autres fichiers.

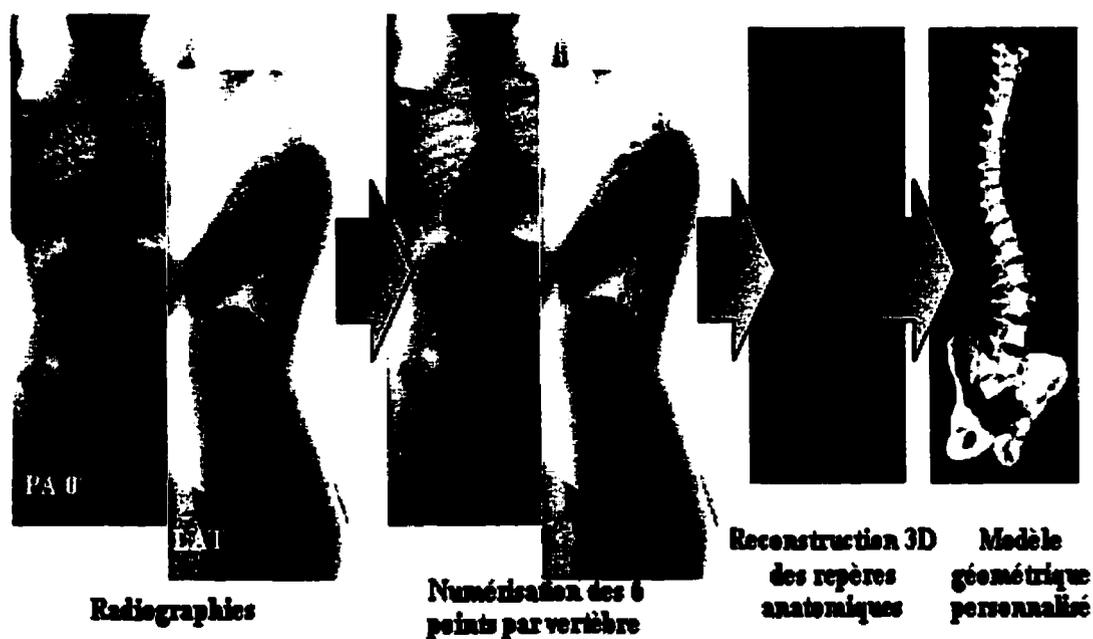


Figure 1.29 : Étapes de reconstruction 3D biplanaire personnalisée au patient

1.3.2.3 Autres méthodes de reconstruction 3D personnalisée de colonnes vertébrales scoliotiques

D'autres méthodes radiographiques permettant la reconstruction 3D de colonnes scoliotiques ont été développées. Certaines sont fondées sur la reconstruction par DLT décrite à la section 1.3.2.2 : c'est le cas de la technique des points non correspondants (NSCP), introduite par Mitton et coll. (2000). Il s'agit, après avoir reconstruit en trois dimensions les six repères anatomiques tel que décrit à la section 1.3.2.2, de reconstruire d'autres points, dont on ne connaît la projection que sur une seule vue. La méthode utilise le fait que le point 3D recherché appartienne à la droite reliant la source à la projection de ce point, puis déforme un objet élastique générique de manière à ce que la reconstruction

3D calculée soit la plus proche possible de l'objet générique. L'application de cette méthode à des vertèbres cervicales d'un spécimen cadavérique donne des erreurs de 1,9, 1,0 et 0,8 mm avec des mesures 3D directes de C0, C1 et C2 (Mitton et coll., 2000) ; les différences entre les coordonnées de repères anatomiques de vertèbres scoliotiques reconstruites à l'aide de la technique NCSP et celles obtenues par une reconstruction 3D utilisant un CT-scan sont évaluées à 1,5 mm pour le corps vertébral et 3,3 mm pour les pédicules (Mitulescu et coll., 2000). Godillon et coll. (1989) proposent, quant à eux, une méthode de modélisation graphique du rachis. Ils identifient les quatre sommets du corps vertébral et les centres des pédicules sur chacune des vues frontale et latérale, les premiers points fournissent des indications de position et d'orientation de la vertèbre, les seconds renseignent sur la rotation axiale (Drerup, 1985). Des modèles graphiques 2D sont ensuite construits, les points sont mis en correspondance pour obtenir la reconstruction 3D, sur laquelle le corps vertébral est représenté par un polyèdre à 9 facettes, et l'apophyse épineuse par un prisme. Cette représentation est simple, rapide et permet d'accéder aux positions, orientations et dimensions des corps vertébraux.

D'autres méthodes reconstruisent uniquement la courbe scoliotique en trois dimensions, à partir de deux courbes 2D sur les plans frontal et latéral (Berthonnaud, 2000 ; Lelong et coll., 2000). Si Lelong et coll. (2000) utilisent des splines 2D, Berthonnaud (2000) trace une courbe 2D sur chaque vue à l'aide d'arcs de cercle et entre ceux-ci de segments de droite, ce à partir de quelques points identifiés sur la courbe scoliotique ainsi que des tangentes à la courbe en ces points ; la courbe en trois dimensions est ensuite obtenue

grâce à un calibrage a priori et à la théorie des droites épipolaires. Ces méthodes sont faciles d'utilisation et permettent de connaître de façon rapide les angles de Cobb d'un patient. Néanmoins, elles ne rendent compte que de la courbe scoliothique, les déformations vertébrales ne sont pas prises en compte, de même que les rotations axiales.

1.3.2.4 Autocalibrage

Un des principaux inconvénients de l'algorithme DLT est l'obligation d'utiliser un objet de calibrage encombrant pour ajuster les paramètres initiaux, ce qui rend son utilisation difficile. C'est pourquoi Cheriet et coll. (1999b) construisent un petit objet de calibrage en aluminium, comprenant trois faces perpendiculaires et doté de 15 marqueurs. Le DLT est d'abord employé pour calculer, grâce aux positions relatives connues des marqueurs et à leur projection sur les radiographies, une première approximation des paramètres géométriques de l'environnement radiographique. Un algorithme itératif de minimisation non linéaire permet ensuite d'évaluer de façon optimale ces paramètres, qui servent à calculer les positions dans l'espace des repères anatomiques. Puisque l'objet de calibrage peut être stérilisé et est peu encombrant, cette technique rapide est spécialement adaptée à l'utilisation peropératoire, permettant de reconstruire aussi les parties non-exposées des vertèbres contrairement à l'utilisation d'un pointeur. Il est en outre possible de l'utiliser dans les prises de radiographies conventionnelles.

Cheriet et coll. (1999a) améliorent encore l'approche et introduisent un calibrage par d'une série de barres fixées sur la surface externe du tronc du patient et radiographiées en

même temps que celui-ci. Six points sur un plan de référence ainsi que les longueurs des barres apportent l'information initiale nécessaire à l'algorithme de minimisation itératif des moyennes des distances au carré entre les projections observées sur les radiographies et les projections analytiques des points dont on désire calculer les positions 3D. L'étude montre qu'un minimum de quatre barres et de trois points sur le plan de référence sont nécessaires. Les erreurs de reconstruction sont évaluées à 2 mm pour une simulation d'erreur de 1 mm sur les coordonnées des images. Cette approche est en cours d'implantation dans le système de reconstruction 3D de la scoliose.

1.3.3 Travaux antérieurs concernant l'estimation de repères anatomiques sur des radiographies

Une autre voie d'application clinique porte sur l'automatisation de l'identification des repères anatomiques par le biais d'analyse et de traitement de l'image radiographique. Pour cela, Kauffmann et coll. (1997) introduisent la notion de contour actif et obtiennent par traitement de l'image une ligne représentative du contour des vertèbres d'un patient à partir d'une information initiale sur les repères anatomiques des vertèbres définis par Stokes et coll. (1986), à savoir les centres des plateaux vertébraux ainsi que les sommets inférieurs et supérieurs des pédicules droit et gauche. Cette connaissance a priori provient du travail de de Guise et coll. (1993) qui utilisent une méthodologie similaire à celle qui sera développée dans ce présent projet au chapitre 2 : à partir de quelques points identifiés le long du rachis scoliotique d'un patient et de deux modèles moyens 2D globaux, les auteurs calculent sur les radiographies les coordonnées 2D des mêmes six

repères anatomiques. Pour chacune des vues frontale et latérale, ces deux modèles statistiques sont construits à partir des coordonnées dans le plan des six points par vertèbre de 122 patients atteints de scolioses de types différents et dont l'angle de Cobb est compris entre 10 et 60°. Le premier modèle concerne les plateaux et estime les positions des centres des plateaux inférieurs et supérieurs des vertèbres, moyennées sur les 122 patients et rapportées à la longueur de la colonne, définie comme la somme des hauteurs de plateaux et de disques. Le second modèle permet d'estimer les centres et l'orientation des pédicules, par moyenne des hauteurs de pédicules, des distances inter-pédiculaires, des distances des centres des pédicules à la droite reliant les centres des plateaux (ligne médiane de la vertèbre) et des angles entre la droite passant par les sommets du pédicule d'une part et la ligne médiane de la vertèbre d'autre part. Ces mesures sont rapportées à la hauteur de la vertèbre. Pour calculer les positions des six repères anatomiques sur les radiographies d'un nouveau patient, les centres des vertèbres L4 et T8 sont identifiés sur chaque vue et cinq à sept points sont ensuite placés sur la colonne près de la courbe passant par les centres des plateaux, points grâce auxquels la longueur du rachis est calculée. Les positions des six repères anatomiques sur toute la colonne sont estimées grâce aux deux modèles. L'erreur obtenue par rapport aux positions de référence sont de $1,4 \pm 3,6$ mm pour les centres des plateaux vertébraux. Concernant les pédicules gauches et droits, elle est évaluée à $6,7 \pm 1,5$ mm et $6,3 \pm 1,4$ mm respectivement. Ces valeurs sont acquises à partir du traitement de 24 radiographies sur chacune des vues. Cette étude sert de base aux travaux qui seront présentés dans ce mémoire. Il s'agit en fait d'une amélioration de la méthode proposée par de Guise et coll.

(1993), mais dont le but est la reconstruction personnalisée 3D directe de la toute la colonne visible (de T1 à L5) et non l'obtention d'une information initiale à la reconnaissance de contours de la vertèbre. L'approche décrite dans les chapitres suivants vise donc à reconstruire la colonne en trois dimensions de façon rapide, de manière à pouvoir être utilisée par le chirurgien lors même de la visite du patient en clinique.

CHAPITRE 2 - MATÉRIEL ET MÉTHODE

Ce chapitre a pour but de présenter la méthode employée pour atteindre les objectifs qui seront présentés en première partie, ainsi que les étapes de l'étude de sensibilité de la technique suggérée.

2.1 Approche générale

2.1.1 Objectifs du projet

L'objet général de ce projet est la reconstruction rapide personnalisée 3D de la colonne vertébrale de patients scoliotiques à partir d'images radiographiques conventionnelles. La différence par rapport à la technique raffinée déjà existante et présentée à la section 1.3.2.2 est la rapidité de la méthode proposée dans ce mémoire, puisqu'elle s'effectue en quelques minutes. C'est pourquoi elle est nommée « méthode rapide ». Elle est ainsi applicable directement en clinique lors de la visite du patient.

Pour ce faire, deux objectifs spécifiques ont été définis :

1. Déterminer une méthode permettant d'obtenir les coordonnées spatiales de six repères anatomiques par vertèbre, qui sont les centres des plateaux vertébraux et les sommets supérieurs et inférieurs des pédicules droit et gauche, à partir de modèles moyens 2D associés à un type de courbe et à une sévérité de scoliose.

Cet objectif se divise en deux grandes étapes :

- Construire les modèles moyens. Il s'agit dans un premier temps de mettre en œuvre une stratégie de classement de chacune des radiographies frontales et latérales, dotées des six repères anatomiques par vertèbre, de patients scoliotiques composant la base de données du LIS3D de l'Hôpital Sainte-Justine. Ainsi, différents groupes sont formés, puis, pour chaque groupe, un modèle moyen est construit.
 - Déterminer une méthode pour identifier, sur chacune des radiographies frontale et latérale d'un nouveau patient sciotique arrivant en clinique, quelques points le long de la colonne, classer la courbe et sélectionner un modèle moyen adéquat, puis estimer les coordonnées des six repères anatomiques par vertèbre, en deux dimensions sur les radiographies, grâce au modèle moyen du groupe préalablement identifié. La reconstruction 3D est ensuite générée par le DLT.
2. Mettre en place une procédure d'évaluation de la méthode définie précédemment et effectuer une étude de sensibilité dans le but de déterminer des conditions optimales pour obtenir une reconstruction 3D s'approchant le plus possible de celle acquise par la méthode raffinée, actuellement utilisée et qui constitue notre référence.

2.1.2 Grandes étapes de réalisation

Trois grandes parties sont à distinguer dans cette approche. La première concerne la construction des modèles moyens en deux dimensions (partie I de la figure 2.1). Pour cela est utilisée une banque de données de radiographies frontales et latérales de patients scoliotiques n'ayant subi aucun traitement correctionnel et dotées, grâce à la méthode raffinée décrite à la section 1.3.2.2, des coordonnées des six repères anatomiques qui sont : les centres des plateaux vertébraux et les sommets inférieurs et supérieurs des pédicules droit et gauche. Deux phases composent cette étape :

- classement des radiographies frontales et latérales de la banque en différents groupes selon le type et la sévérité de la courbe, puis transformation géométrique des coordonnées 2D des colonnes composant la banque, telle qu'une normalisation selon la longueur de la courbe ;
- pour chaque groupe ainsi formé, calcul des modèles moyens 2D, par moyenne des coordonnées 2D et de paramètres de position des six repères anatomiques par vertèbre des scolioses appartenant au groupe.

La seconde grande partie consiste à estimer les repères anatomiques sur les radiographies d'un patient arrivant en clinique grâce aux modèles moyens préalablement créés et à reconstruire la colonne de ce patient en trois dimensions (partie II de la figure 2.1). Il s'agit donc d'identifier sur les vues frontale et latérale quelques points le long de la

colonne scoliothique puis de tracer une courbe reliant ces points et permettant ensuite de sélectionner le modèle moyen adéquat. Celui-ci est alors utilisé pour calculer les coordonnées 2D des six repères anatomiques par vertèbre. Le même processus sur les radiographies frontales et latérales aboutissent donc à des estimations 2D frontales et latérales du patient en traitement. Elles sont alors introduites dans l'algorithme DLT pour obtenir la reconstruction 3D de la colonne, à savoir les coordonnées 3D des six repères anatomiques par vertèbre.

Enfin, la dernière partie de cette approche est l'évaluation de la méthode rapide proposée (partie III de la figure 2.1). Celle-ci permet d'apprécier l'influence du nombre de points identifiés le long de la courbe et du modèle moyen sélectionné estimant les repères, sur le calcul des coordonnées 2D de ces mêmes repères anatomiques. Toutes les comparaisons sont menées par rapport aux résultats fournis par la méthode raffinée, considérée comme référence. Ces deux paramètres, nombre de points et modèle, sont en outre utilisés pour étudier la sensibilité de la méthode rapide aux erreurs d'identification sur les points le long de la colonne vertébrale. Enfin, l'évaluation des différences des indices cliniques par rapport à ceux donnés par la méthode raffinée est conduite à partir des reconstructions 3D de patients scoliothiques dont les coordonnées des six repères anatomiques par vertèbre ont été estimées par la méthode rapide avec le nombre de points et le modèle déterminé précédemment.

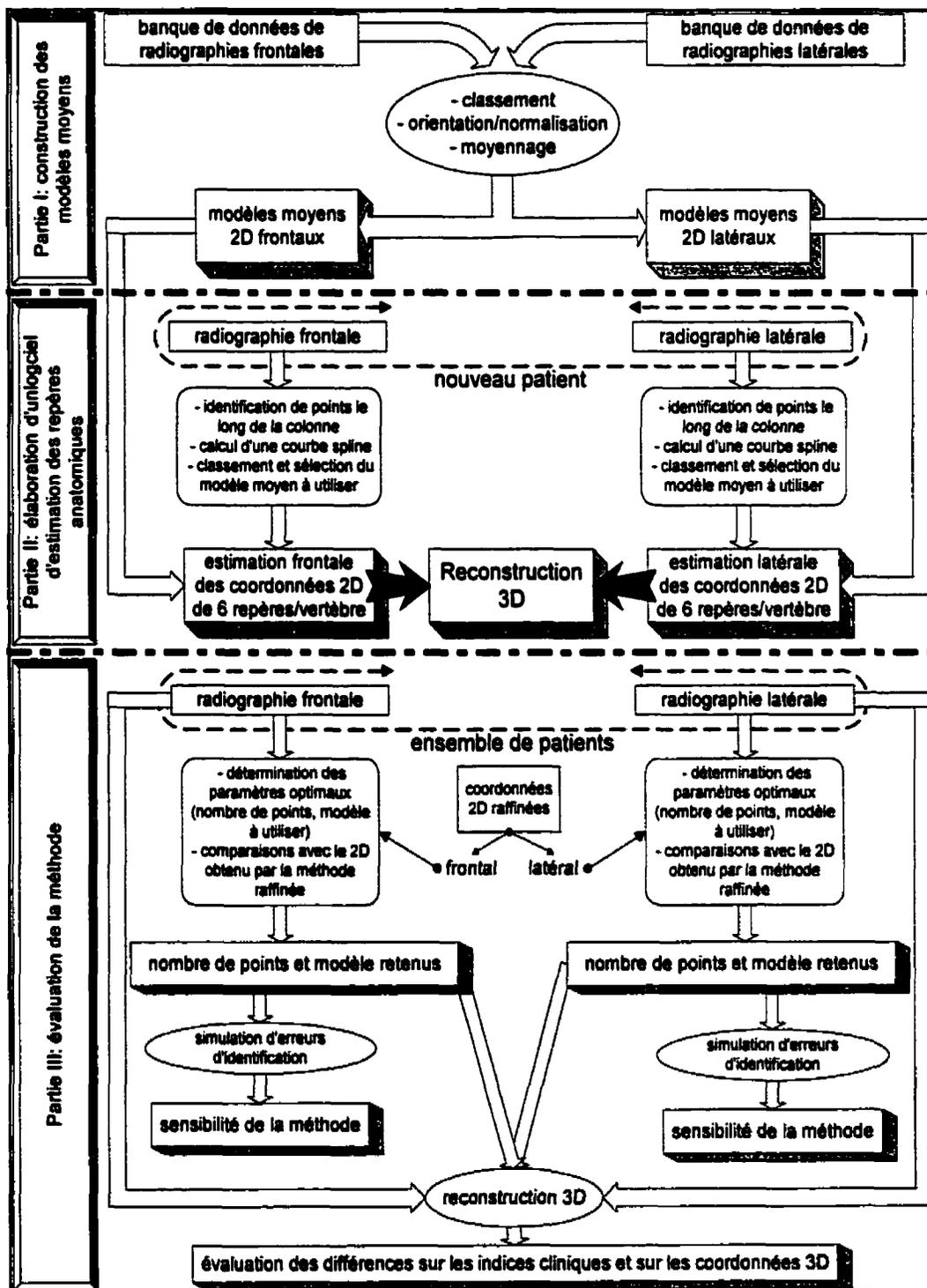


Figure 2.1 : Diagramme-bloc général du projet

2.2 Construction des modèles

2.2.1 Hypothèses

L'élaboration des modèles moyens est fondée sur les radiographies traitées par la méthode raffinée, sous la forme de fichiers de type « ortho » (annexe 3), comprenant les coordonnées en deux dimensions des six repères anatomiques par vertèbre identifiés par un technicien expérimenté sur les radiographies frontales et latérales. Une évaluation visuelle de cette identification est opérée après le traitement de chacune des radiographies. Il est donc assumé que ce contrôle vérifie que les radiographies sont prises sans mouvement du patient entre les deux clichés et que les identifications de repères anatomiques ainsi que les reconstructions 3D sont correctement effectuées, i.e. que la correspondance des repères anatomiques dans les vues frontale et latérale soit adéquate. En outre, la mise en place du classement s'appuie sur l'hypothèse suivante : les scolioses de même type et de même sévérité présentent des similitudes concernant l'amplitude des rotations axiales, la localisation des vertèbres les plus déformées ou subissant la plus grande rotation, ou encore la position des apex. Ces ressemblances entraînent une proximité relative des positions des centres des plateaux et des pédicules d'un patient à un autre. Ainsi, il est possible de moyenniser, sur les scolioses appartenant à un groupe, les coordonnées 2D des six repères anatomiques et d'obtenir un modèle moyen conservant les caractéristiques propres à la catégorie étudiée. De fait, l'utilisation de modèles moyens spécifiques au type de courbe et à la sévérité devrait rendre l'estimation des repères anatomiques d'autant plus précise.

Trois étapes sont nécessaires à la construction des modèles moyens, tel qu'illustrées à la figure 2.2 : l'étape (1) concerne le classement des courbes scoliotiques, l'étape (2) les transformations géométriques que subissent des colonnes vertébrales ainsi que le calcul de paramètres, enfin, l'étape (3) s'attache à l'élaboration des modèles moyens. Ces trois parties sont détaillées dans les sections 2.2.2, 2.2.3 et 2.2.4 respectivement.

2.2.2 Classement des courbes scoliotiques

La première phase concerne le classement des courbes scoliotiques (étape (1) de la figure 2.2). Or, classer ces courbes nécessite la détermination de critères de différenciation de groupes. Plusieurs contraintes sont donc à respecter lors de la définition de ces catégories. La première concerne la banque de données en elle-même, difficilement modifiable, puisqu'elle est le fruit de plusieurs années de travail ; de plus, toutes les radiographies frontales ne comportent pas de vue latérale correspondante car la technique consistant à utiliser des plans orthogonaux n'a été appliquée qu'au cours de l'année 1993. La seconde est une obligation mathématique : il est nécessaire de constituer des groupes avec un effectif suffisant pour obtenir un modèle moyen représentatif de la catégorie. La dernière est une contrainte clinique : le classement établi doit être compatible avec ceux utilisés par les cliniciens, principaux destinataires de la méthode. Aussi deux sortes de répartition, frontale et latérale, sont-elles mises en place.

Le classement frontal choisi sépare en premier lieu les colonnes scoliotiques en fonction du type de courbe puis de la sévérité de celle-ci. Ainsi, huit groupes sont formés :

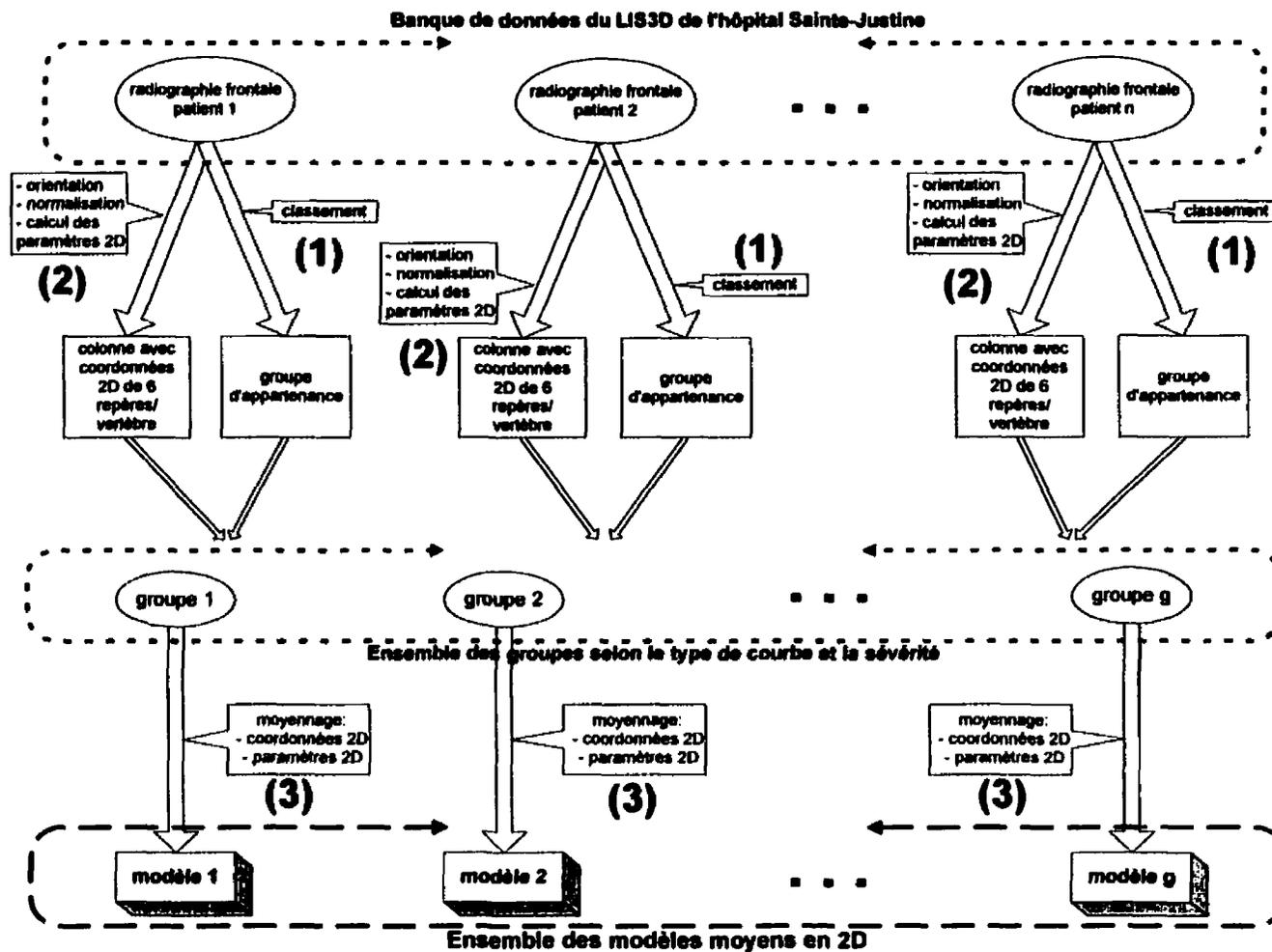


Figure 2.2 : Schéma représentatif de la construction des modèles

- les courbures lombaires gauches (LG) et lombaires droites (LD) dont l'apex se situe entre les vertèbres L2 et L4 du côté gauche et droit respectivement ;
- les courbures thoracolombaires gauches (TLG) et thoracolombaires droites (TLD) dont l'apex se situe entre les vertèbres T11 et L1 du côté gauche et droit respectivement ;
- les courbures thoraciques gauches (TG) et thoraciques droites (TD) dont l'apex se situe entre les vertèbres T4 et T10 du côté gauche et droit respectivement ;
- les courbures thoraciques droites lombaires gauches (TDLG) et thoraciques gauches lombaires droites (TGLD) dont l'apex thoracique se situe entre T4 et T12 du côté droit et gauche respectivement et l'apex lombaire entre les vertèbres L1 et L4 du côté gauche et droit respectivement.

Ce premier critère est en accord avec les classements usuels en clinique, tels que le classement de King et coll. (1983).

Chacun de ces huit groupes est ensuite subdivisé selon la sévérité de la courbure. Le critère choisi est alors l'angle de Cobb à l'apex pour les simples courbures, et à l'apex thoracique pour les doubles courbures, car il s'agit de la mesure la plus couramment employée en clinique. Deux sous-classes sont donc créées, celle pour qui l'angle de Cobb à l'apex considéré est compris entre 15 et 30° inclusivement et celle pour qui celui-ci est

compris entre 30 et 60°. Dans cette étude, les fortes scolioses à angle supérieur à 60° ne sont pas considérées, car la déformation et la rotation axiale y sont trop importantes. Une neuvième catégorie « Petite Déformation » est ajoutée regroupant les scolioses dont les angles de Cobb sont inférieurs à 15°. Les valeurs limites choisies proviennent de la distribution de l'ensemble des données (voir les résultats de la section 3.1.1).

Dix-sept groupes sont ainsi différenciés pour la vue frontale. De plus, chacune des colonnes classées suivant les catégories décrites ci-dessus est répertoriée une seconde fois dans un groupe général, nommé « Global ».

Cependant, certaines classes sont miroirs l'une de l'autre : il s'agit des groupes TD-TG, LD-LG, TDLG-TGLD. De fait, seules les catégories TD, LG, TDLG, qui sont les plus communes, sont complétées, les autres s'obtiennent par symétrie. Les classes TLG et TLD sont aussi symétriques l'une par rapport à l'autre, néanmoins elles seront toutes les deux considérées individuellement car leur traitement clinique est bien différencié. Le nombre de catégories est par conséquent diminué à cinq concernant le type de courbe, donc à dix en incluant la sévérité. En ajoutant les groupes « petite déformation » et « global », 12 groupes sont ainsi obtenus.

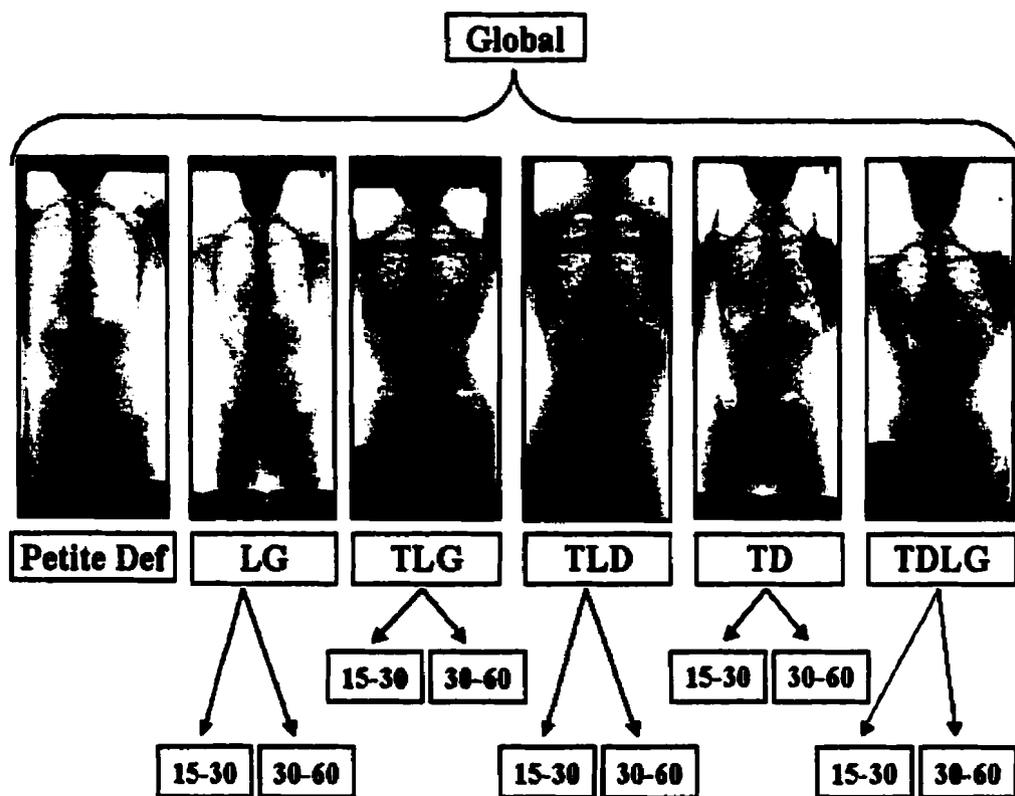


Figure 2.3 : Classement des courbes pour la vue frontale

L'algorithme de classement frontal comporte les étapes suivantes :

1. Détermination des apex et angles de Cobb correspondants et élimination des apex entre T1 et T3 et entre L4 et L5. Le calcul mathématique des angles de Cobb a été développé au LIS3D à partir des points d'inflexion de la courbe modélisée à l'aide de séries de Fourier à sept termes représentant la colonne vertébrale, tel que présenté ci-après : les points d'inflexion de la courbe sont calculés et l'angle de Cobb est l'angle formé par les tangentes à la courbe en ces points.

2. Élimination des angles de Cobb inférieurs à 15°.

- s'il ne reste plus d'angles supérieurs à 15°, la colonne est classée en « Petite Déformation » ;
- s'il reste un angle de Cobb supérieur à 15°, il s'agit d'une simple courbure. Le niveau de l'apex permet de différencier les thoraciques des thoracolombaires et des lombaires. Grâce à la valeur de l'angle de Cobb, il est possible de connaître le groupe d'appartenance considérant la sévérité (15-30° ou 30-60°) ;
- s'il reste deux angles de Cobb, il est possible que la colonne soit une simple ou une double courbure. Pour déterminer le type de courbe de la colonne considérée, une méthode se rapprochant de celle constatée lors de l'évaluation de radiographies frontales par des cliniciens est mise en place. Les distances des centres des apex à la droite reliant les centres des vertèbres T1 et L5 sont calculées (figure 2.4). Si le rapport de la distance thoracique (D_T) sur la distance lombaire (D_L) est strictement supérieur à 2, l'apex thoracique est prédominant et la colonne est classée en thoracique ; s'il est strictement inférieur à 0,5, l'apex lombaire est prédominant, la colonne est classée en lombaire ; si le rapport est compris entre 0,5 et 2, aucun apex ne domine l'autre, il s'agit alors d'une double courbure thoracique-lombaire. Les valeurs limites de 0,5 et 2 sont déterminées de façon empirique par une méthode heuristique à l'aide d'un clinicien.

Ensuite, la valeur de l'angle de Cobb pour les simples courbures et au niveau thoracique pour les doubles courbures permet de classer la colonne dans le groupe 15-30° ou dans le groupe 30-60° ;

- s'il reste au moins trois angles de Cobb, l'algorithme ne peut classer la colonne, car il ne sait quel apex considérer. La colonne est éliminée de la banque de données.

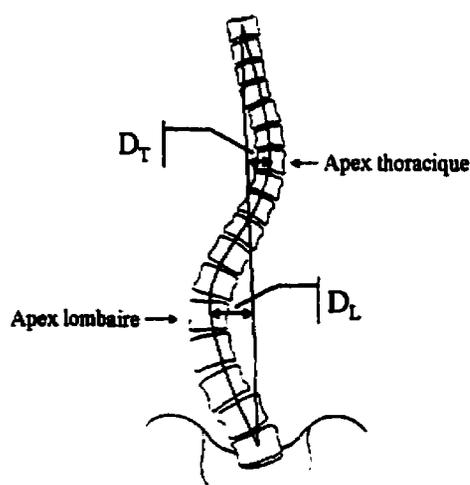


Figure 2.4 : Critère de différenciation des simples et doubles courbures :

$D_T/D_L > 2$: courbure thoracique ; $D_T/D_L < 0,5$: courbure lombaire ; $0,5 \leq D_T/D_L \leq 2$: double courbure

Le classement latéral est dépendant du classement frontal : il est donc indispensable de connaître le type de courbe de la vue frontale pour pouvoir procéder au classement de la radiographie latérale. En effet, une fois la catégorie frontale déterminée, la colonne en vue latérale peut être classée en cyphose-lordose (CL), pour lequel l'angle de Cobb de l'apex en cyphose, entre T4 et T12, est supérieur à 30° (figure 2.5a) ou en dos plat (DP) pour les colonnes dont l'angle de Cobb de l'apex en cyphose est inférieur à 30° (figure

2.5b). Ces valeurs sont issues de l'expérience clinique : c'est effectivement lorsque l'angle de Cobb en cyphose est en-dessous de 30° sur la vue latérale que le clinicien considère que la courbure scoliootique est un dos plat ; entre 30 et 40° , elle est acceptée comme « normale ».

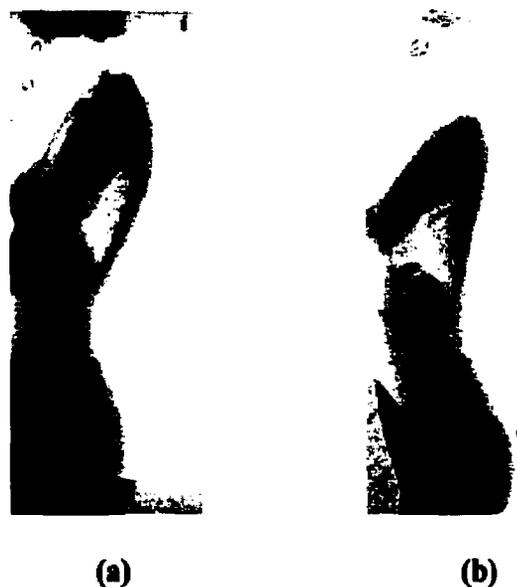


Figure 2.5 : Exemples de radiographies latérales : (a) cyphose-lordose (CL), (b) dos plat (DP)

Cette segmentation dépendante du classement frontal (figure 2.6) a été mise au point de manière à introduire la notion de rotation axiale en trois dimensions dans la méthode. En effet, les travaux antérieurs de de Guise et coll. (1993) sur l'estimation statistique des coordonnées 2D de repères anatomiques montrent des erreurs importantes au niveau des pédicules. Or, la position de ces repères anatomiques est en étroite relation avec la rotation de la vertèbre dans l'espace ; par conséquent, la dépendance du classement sagittal par rapport à celui de la vue frontale permettrait de préciser les coordonnées de ces repères anatomiques.

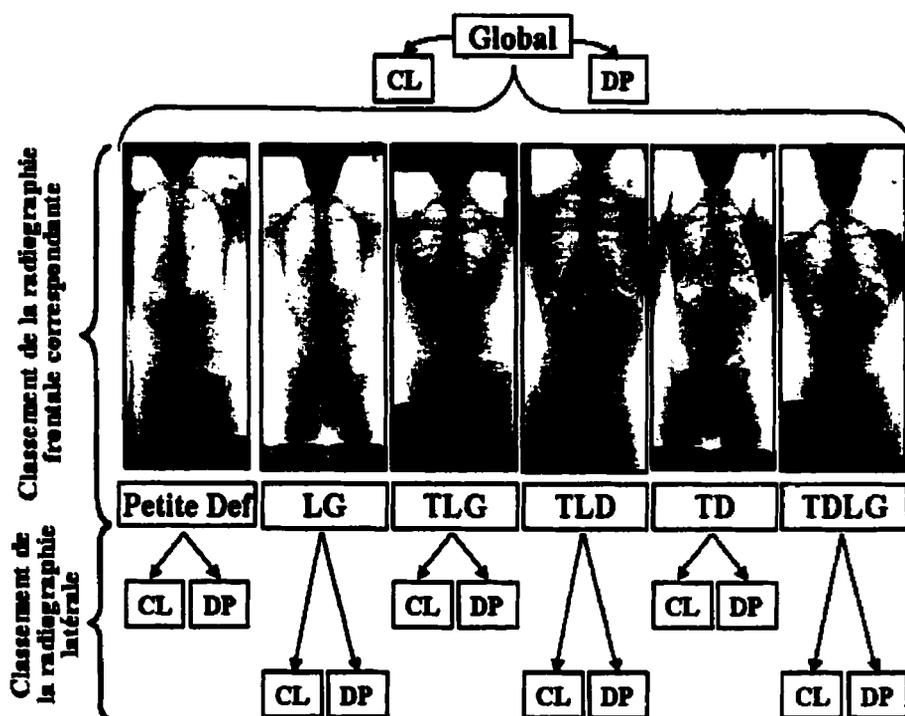


Figure 2.6 : Classement des courbes pour la vue latérale

2.2.3 Transformation géométrique et calcul de paramètres

Une fois la radiographie classée, des transformations géométriques lui sont appliquées de manière à uniformiser le repère 2D radiographique et la longueur de la colonne (étape (2) de la figure 2.2).

Sur la radiographie, lors de l'identification des repères anatomiques par la méthode raffinée, est défini un repère orthonormé direct (x,y) , tel que décrit à la section 1.3.2.2. Cependant, afin d'effectuer une normalisation des colonnes vertébrales et pour les besoins spécifiques du présent projet de maîtrise, il est nécessaire de définir un repère de travail associé au plateau inférieur de la vertèbre L4. C'est pourquoi une translation rigide

de la colonne vertébrale est appliquée aux coordonnées des repères anatomiques dans le plan radiographique de manière à ce que le centre du plateau inférieur de la vertèbre L4 soit à l'origine du nouveau repère, puis les coordonnées déplacées des repères anatomiques subissent une légère rotation autour de l'axe perpendiculaire au plan de la radiographie passant par l'origine pour ramener le centre du plateau supérieur de T1 sur l'axe des ordonnées y. Ces coordonnées ainsi orientées sont ensuite normalisées, de façon à ce que la longueur de la colonne de T1 à L4, somme des distances 2D entre les centres des plateaux, soit égale à 1 : pour cela, les hauteurs de vertèbres (h_v) sont données par l'équation (1) :

$$h_{v} = \sqrt{(x_{\text{plat_inf},v} - x_{\text{plat_sup},v})^2 + (y_{\text{plat_inf},v} - y_{\text{plat_sup},v})^2} \quad (1)$$

où v , représentatif du niveau vertébral, varie de T1 à L4 et où *plat_inf* et *plat_sup* sont les abréviations de plateau inférieur et supérieur, alors que les hauteurs de disques (h_d) sont calculées par :

$$h_{d_v} = \sqrt{(x_{\text{plat_sup},v} - x_{\text{plat_inf},v-1})^2 + (y_{\text{plat_sup},v} - y_{\text{plat_inf},v-1})^2} \quad (2)$$

où v ici varie de T2 à L4. La longueur totale de la colonne L est alors donnée par :

$$L = \sum_{v=T1}^{L4} h_{v_v} + \sum_{v=T2}^{L4} h_{d_v} \quad (3)$$

Chaque coordonnée des repères anatomiques est ensuite normalisée en la divisant par la longueur de la colonne L ainsi définie.

$$\text{coordonnée normalisée d'un repère anatomique} = \frac{\text{coordonnée du repère anatomique}}{L} \quad (4)$$

La vertèbre L4 est préférée à la vertèbre L5 dans cette étude en raison de la faible visibilité de L5 sur les radiographies qui entraîne de nombreuses erreurs d'identification par la méthode raffinée avec un écart-type élevé, alors que L4 est « correctement » visible aussi bien sur les vues frontales que latérales. Ce choix est confirmé à la section 3.1.2 des résultats, à laquelle le lecteur pourra se référer.

Divers paramètres locaux aux vertèbres en deux dimensions sont calculés et normalisés. Pour les plateaux, il s'agit des hauteurs de vertèbres (h_v) et de disques (h_d), calculées selon les équations (1) et (2). Pour les pédicules, deux paramètres sont évalués et normalisés selon la longueur totale de la colonne : le premier est la distance entre le sommet du pédicule et la droite reliant les centres des plateaux de la vertèbre correspondante (D_{ped}) ; le second est la distance du centre du plateau inférieur au point projection orthogonale du sommet sur la droite reliant les centres des plateaux (H_{ped}) (figure 2.7). Ces distances sont algébriques dans un repère orthonormé local de la vertèbre dont l'origine est le centre du plateau inférieur ; l'axe des y est colinéaire et de même direction que le vecteur reliant les centres des plateaux inférieur et supérieur. Les équations permettant de calculer les deux paramètres pédiculaires sont présentées ci-dessous. Pour plus de facilité dans les notations, nommons A et B les centres des plateaux inférieur et supérieur de la vertèbre considérée, C le sommet du pédicule pour lequel nous désirons calculer les paramètres et P de coordonnées (x_p, y_p) la projection de C sur la droite (AB). Les coordonnées des points A, B et C étant connues et égales à (x_A, y_A) , $(x_B,$

y_B) et (x_C, y_C) respectivement et si θ est l'angle formé par les vecteurs \overline{AB} et \overline{AC} , nous obtenons :

$$\cos(\theta) = \frac{\overline{AB} \cdot \overline{AC}}{\|\overline{AB}\| \|\overline{AC}\|}$$

$$\overline{AP} = \cos(\theta) \|\overline{AC}\| \frac{\overline{AB}}{\|\overline{AB}\|} = \frac{\overline{AB} \cdot \overline{AC}}{\|\overline{AB}\|^2} \overline{AB} \quad (5)$$

$$H_{ped} = \|\overline{AP}\| \quad \text{et} \quad D_{ped} = \|\overline{AC} - \overline{AP}\|$$

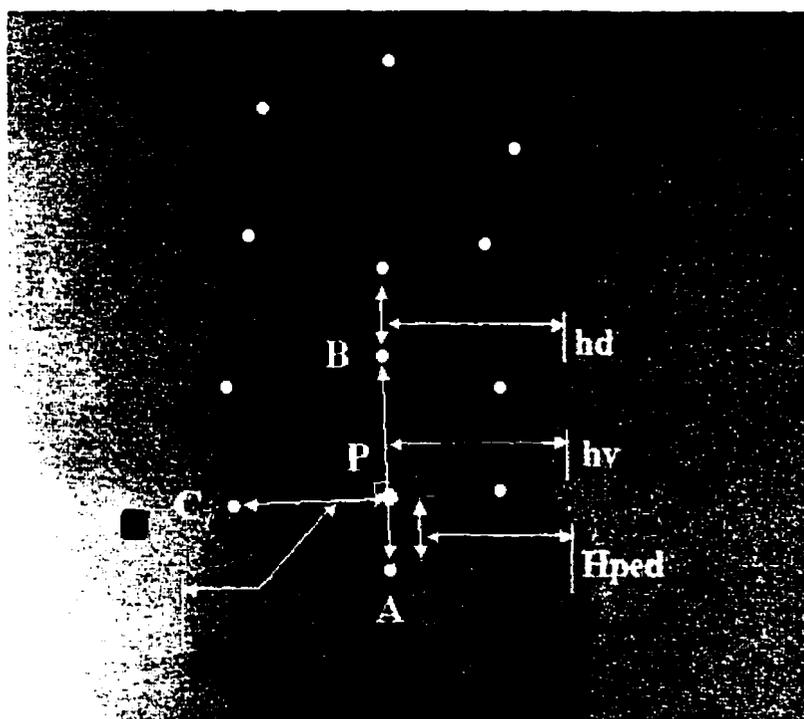


Figure 2.7 : Paramètres calculés lors de la construction des modèles

Toutes ces informations sont enregistrées dans un fichier de type « ortho », stocké dans le répertoire correspondant au groupe d'appartenance de la scoliose.

2.2.4 Élaboration des modèles moyens

Les colonnes scoliothiques dotées des coordonnées des six repères anatomiques orientées et normalisées en deux dimensions étant classées pour les vues frontales et latérales, il est possible de construire un modèle moyen représentatif de chacune des catégories (étape (3) de la figure 2.2). Pour ce faire, les coordonnées x puis y de chaque repère anatomique pour chaque vertèbre sont moyennées sur l'ensemble des colonnes scoliothiques qui appartiennent au groupe. Il en est de même pour chaque paramètre calculé comme les hauteurs de vertèbres ou de disques ou les mesures locales relatives aux pédicules. Ainsi, pour un groupe donné, si v est la vertèbre considérée, p le numéro d'un patient de cette catégorie et P_{tot} le nombre de patients appartenant au groupe considéré, alors les paramètres moyens calculés formant le modèle répondent aux équations (6) à (9) et les coordonnées moyennes au système d'équations (10).

$$hv_{\text{modèle},v} = \frac{\sum_{p=1}^{P_{tot}} hv_{p,v}}{P_{tot}} \quad (6)$$

$$hd_{\text{modèle},v} = \frac{\sum_{p=1}^{P_{tot}} hd_{p,v}}{P_{tot}} \quad (7)$$

Pour chaque sommet des pédicules droit et gauche :

$$Hped_{\text{modèle},v} = \frac{\sum_{p=1}^{P_{tot}} Hped_{p,v}}{P_{tot}} \quad (8)$$

$$Dped_{\text{modèle},v} = \frac{\sum_{p=1}^{P_{tot}} Dped_{p,v}}{P_{tot}} \quad (9)$$

Pour chaque repère anatomique pt de chacune des vertèbres v :

$$\left\{ \begin{array}{l} x_{\text{modèle},pt,v} = \frac{\sum_{p=1}^{P_{\text{tot}}} x_{p,pt,v}}{P_{\text{tot}}} \\ y_{\text{modèle},pt,v} = \frac{\sum_{p=1}^{P_{\text{tot}}} y_{p,pt,v}}{P_{\text{tot}}} \end{array} \right. \quad (10)$$

Un modèle moyen se présente par conséquent sous la forme d'un fichier « ortho » comprenant les coordonnées 2D moyennées orientées et normalisées des six repères anatomiques par vertèbre ainsi que des valeurs de paramètres elles aussi normalisées ; la longueur de T1 à L4 de la colonne - modèle ainsi formée est donc égale à 1 (voir l'exemple d'un fichier « modèle moyen » de l'annexe 3). Sont aussi calculés par catégorie les écarts-types relatifs aux moyennes de chaque paramètre et coordonnée.

2.3 Estimation des coordonnées 2D des repères anatomiques

La seconde partie de ce projet consiste à développer une méthode de génération des coordonnées 2D, sur chacune des vues frontale et latérale, des repères anatomiques d'un nouveau patient, à partir de quelques points identifiés sur la colonne et des modèles moyens en deux dimensions créés précédemment. Trois grandes étapes sont nécessaires à l'estimation des repères anatomiques (figure 2.8) : (1) l'identification des points le long de la colonne scoliothique, (2) le classement de la courbe et l'appel du modèle moyen adéquat, (3) le calcul des coordonnées des repères. À la lumière de ces différentes phases,

une contrainte apparaît : puisque le classement latéral dépend du classement frontal, il est indispensable de traiter la radiographie frontale en premier lieu.

Dans les sections suivantes, le processus d'estimation des repères anatomiques est décrit plus spécifiquement pour la vue frontale ; néanmoins, la même démarche est ensuite répétée pour le plan sagittal pour acquérir les coordonnées latérales des repères anatomiques.

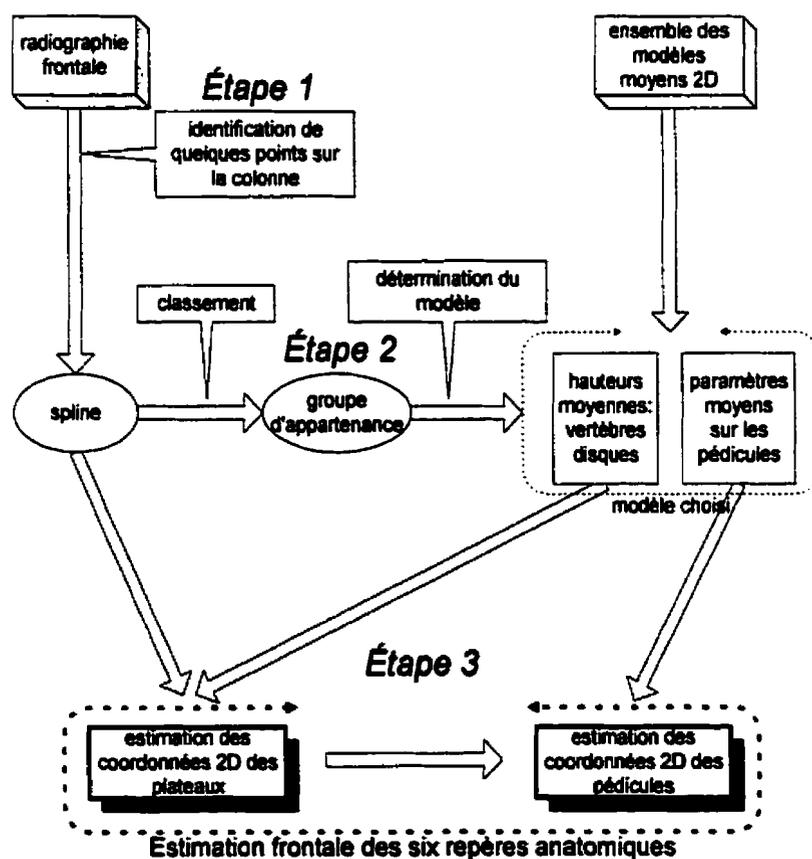


Figure 2.8 : Représentation schématique des trois étapes de la méthode d'estimation des coordonnées des repères anatomiques 2D pour la vue frontale

2.3.1 Identification de points sur la colonne vertébrale

La première étape consiste donc à identifier directement sur l'écran de l'ordinateur grâce à la souris quelques points le long de la courbe scoliotique, de manière à obtenir l'allure générale du rachis (étape (1) de la figure 2.8). Deux premiers points sont à identifier de manière très précise : les deux extrémités du segment à reconstruire, c'est-à-dire le centre du plateau inférieur de la vertèbre L4 et le centre du plateau supérieur de la vertèbre T1. Ensuite, il est possible d'identifier trois, quatre, cinq, ou six points supplémentaires sur le rachis. Une courbe modélisée par une spline naturelle de degré trois est tracée pour relier ces cinq, six, sept ou huit points. Les points doivent donc être choisis de manière à ce que la spline passe le plus possible par l'ensemble des centres des plateaux.

Cinq à huit points sont donc identifiés le long de la colonne scoliotique. Les bornes de cet intervalle ont été choisies pour les raisons suivantes : (1) il paraît difficile de tracer une courbe réaliste avec moins de cinq points et (2) un point toutes les deux vertèbres semble déjà un nombre suffisamment important pour obtenir une courbe adéquate. En outre, le principal avantage de la méthode est la rapidité et le nombre réduit de points identifiés, c'est pourquoi il n'est pas nécessaire d'étendre davantage l'intervalle de points choisi. Le type de courbe retenu est une spline naturelle en raison de sa propriété à passer par les points de contrôle. D'autre part, le degré trois a été préféré car : (1) le nombre de points d'entrée est faible, (2) la spline cubique n'a qu'une très faible tendance à osciller et (3) seule la continuité de la dérivée seconde est nécessaire (voir le calcul de l'angle de Cobb, section 2.2.2). En outre, le caractère naturel de la spline signifie que les courbures

aux extrémités de la courbe, i.e. les dérivées secondes, sont nulles. Enfin, les splines cubiques sont couramment utilisées pour représenter la colonne (McNeice et coll., 1975 ; Raso, 1977).

2.3.2 Choix des modèles moyens

La spline ainsi tracée permet de connaître le groupe d'appartenance de la colonne scoliotique en traitement et de faire appel au modèle moyen correspondant (étape 2, figure 2.8). En effet, un algorithme de classement similaire à celui employé lors de la construction des modèles est appliqué à la courbe modélisée par la spline.

1. La spline est orientée dans le même repère que le modèle moyen, à savoir de manière à ce que le centre du plateau inférieur de L4 soit à l'origine du repère et le centre du plateau supérieur de T1 appartienne à l'axe des ordonnées. Elle est paramétrée par l'abscisse curviligne u qui varie entre 0 et 1. Si K_{ix} et K_{iy} (i variant de 0 à 3) sont les coefficients de la spline pour le calcul des coordonnées x et y , la courbe se définit par :

$$\begin{cases} x(u) = K_{3x} \times u^3 + K_{2x} \times u^2 + K_{1x} \times u + K_{0x} = f(u) \\ y(u) = K_{3y} \times u^3 + K_{2y} \times u^2 + K_{1y} \times u + K_{0y} = g(u) \end{cases} \quad (11)$$

2. Les abscisses curvilignes des sommets mathématiques de la courbe sont déterminées : il s'agit des points dont la tangente est parallèle à l'axe des ordonnées dans le nouveau repère. Or Potvin (1992) fournit une position moyenne des centres des plateaux en pourcentage de la longueur de la colonne, 0%

correspondant au centre du plateau inférieur de la vertèbre L5 et 100% au centre du plateau supérieur de la vertèbre T1 (voir section 1.2.2.3). Ces données permettent de déterminer le niveau vertébral correspondant à chaque sommet calculé sur la spline. De la même façon, les points d'inflexion de la courbe sont calculés par annulation de la dérivée seconde. Ils sont à l'origine du calcul des angles de Cobb caractérisant la sévérité de la déformation du rachis. Une mise en correspondance des angles ainsi évalués et des apex est réalisée, de manière à éliminer des angles de Cobb dus à la présence de points d'inflexion alors qu'il n'existe pas de sommets correspondants. D'une façon identique au classement effectué lors de la construction des modèles, les angles de Cobb à apex compris entre T1 et T3 et entre L4 et L5 sont éliminés.

3. Le même processus de classement décrit à la section 2.2.2 est appliqué. Il est possible que l'algorithme ici discerne plus de trois angles de Cobb et ne sache lequel considérer. Le logiciel propose alors à l'utilisateur, par l'intermédiaire d'une fenêtre, de choisir lui-même, parmi les angles et les apex trouvés, ceux que le programme doit traiter pour procéder à la détermination du modèle moyen. Si l'angle de Cobb est supérieur à 60° , le logiciel suggère d'utiliser le modèle correspondant au type de courbe déterminé à angle de Cobb compris entre 30° et 60° pour procéder à l'estimation.

Il est à noter que l'utilisateur peut à tout moment décider lui-même quel modèle moyen employer et ce même si l'algorithme de classement en propose un autre.

2.3.3 Calcul d'estimation des repères anatomiques

À ce stade de la méthode, le modèle moyen à exploiter pour estimer les coordonnées des six repères anatomiques est connu. La première étape des calculs d'estimation concerne les centres des plateaux. Les coordonnées de ceux-ci permettent ensuite la détermination des coordonnées des sommets des pédicules.

L'estimation des centres des plateaux commence à la vertèbre L4 et progresse récursivement jusqu'à la vertèbre T1. Elle utilise les hauteurs de vertèbres et de disques fournies par le modèle moyen. Ces hauteurs sont normalisées selon la longueur de la colonne et le cumul de celles-ci représente donc la position des plateaux sur la spline en tant que pourcentage de la longueur totale de la colonne. Il suffit d'affecter la hauteur cumulée à partir de L4 à l'abscisse curviligne du centre du plateau recherché. Les équations de la spline donnent ensuite les coordonnées x et y de ce point. Cette démarche est possible car la spline a pour abscisse curviligne nulle le centre du plateau inférieur de L4 et pour abscisse curviligne 1 le centre du plateau supérieur de T1, sa longueur est donc de 1 en abscisse curviligne.

La spline est générée par le système d'équation (11). Notons $u_{plat_inf,v}$ et $u_{plat_sup,v}$ les abscisses curvilignes des centres des plateaux inférieur et supérieur de coordonnées $(x_{plat_inf,v}, y_{plat_inf,v})$ et $(x_{plat_sup,v}, y_{plat_sup,v})$ de la vertèbre numéro v à partir de L4, $hd_{modèle,v,v+1}$ la hauteur du disque entre les vertèbres v et $v+1$ et $hv_{modèle,v}$ la hauteur de

vertèbre de v fournies par le modèle. Les équations ci-dessous permettent le calcul des coordonnées x et y des plateaux.

$$\begin{aligned} u_{\text{plat_inf},L4} = 0 & \Rightarrow \begin{cases} x_{\text{plat_inf},L4} = f(0) = K_{x0} \\ y_{\text{plat_inf},L4} = g(0) = K_{y0} \end{cases} \\ u_{\text{plat_sup},L4} = hv_{\text{mod\acute{e}le},L4} & \Rightarrow \begin{cases} x_{\text{plat_sup},L4} = f(u_{\text{plat_sup},L4}) \\ y_{\text{plat_sup},L4} = g(u_{\text{plat_sup},L4}) \end{cases} \end{aligned} \quad (12)$$

Pour v croissant de L3 à T1 :

$$\begin{aligned} u_{\text{plat_inf},v} = \sum_{k=L4}^{v-1} hv_{\text{mod\acute{e}le},k} + \sum_{k=L4}^{v-1} hd_{\text{mod\acute{e}le},k;k+1} & \Rightarrow \begin{cases} x_{\text{plat_inf},v} = f(u_{\text{plat_inf},v}) \\ y_{\text{plat_inf},v} = g(u_{\text{plat_inf},v}) \end{cases} \\ u_{\text{plat_sup},v} = \sum_{k=L4}^v hv_{\text{mod\acute{e}le},k} + \sum_{k=L4}^{v-1} hd_{\text{mod\acute{e}le},k;k+1} & \Rightarrow \begin{cases} x_{\text{plat_sup},v} = f(u_{\text{plat_sup},v}) \\ y_{\text{plat_sup},v} = g(u_{\text{plat_sup},v}) \end{cases} \end{aligned} \quad (13)$$

Une extrapolation de la courbe par la droite tangente à celle-ci au centre du plateau inférieur de L4 permet le calcul des centres des plateaux de L5, comme étant les points de cette droite distants de la hauteur de disque L4-L5 fournie par le modèle moyen pour le plateau supérieur de L5 et de la somme des hauteurs du disque L4-L5 et de la vertèbre L5 données par le modèle moyen pour le plateau inférieur de L5. Au centre du plateau

inférieur de L4, le vecteur tangent à la spline est $\vec{T} = \begin{bmatrix} K_{0x} \\ K_{0y} \end{bmatrix}$ et le vecteur unitaire de la

tangente est donc $\vec{T}_u = \begin{bmatrix} \frac{K_{0x}}{\|\vec{T}\|} \\ \frac{K_{0y}}{\|\vec{T}\|} \end{bmatrix}$.

Si L est la longueur de la colonne vertébrale de T1 à L4, les coordonnées des centres des plateaux de L5 sont donc :

$$\left\{ \begin{array}{l} x_{\text{plat_sup,L5}} = x_{\text{plat_inf,L4}} - \frac{K_{0x}}{\|T\|} \times hd_{\text{modèle,L4-L5}} \times L \\ y_{\text{plat_sup,L5}} = y_{\text{plat_inf,L4}} - \frac{K_{0y}}{\|T\|} \times hd_{\text{modèle,L4-L5}} \times L \\ x_{\text{plat_inf,L5}} = x_{\text{plat_sup,L5}} - \frac{K_{0x}}{\|T\|} \times hv_{\text{modèle,L5}} \times L \\ y_{\text{plat_inf,L5}} = y_{\text{plat_sup,L5}} - \frac{K_{0y}}{\|T\|} \times hv_{\text{modèle,L5}} \times L \end{array} \right. \quad (14)$$

L'estimation des coordonnées des sommets des pédicules découle ensuite de celle des centres des plateaux. En effet sont utilisés les deux paramètres pédiculaires fournis par le modèle moyen choisi et calculés comme décrits à la section 2.2.3. Elle débute par le calcul des coordonnées du point projection du sommet du pédicule considéré sur la droite reliant les centres des plateaux : il se définit comme le point appartenant à cette droite telle que sa distance 2D au centre du plateau inférieur soit la valeur moyenne fournie par le modèle multipliée par un facteur d'échelle égal à la longueur 2D de la colonne considérée. Avec les mêmes notations qu'à la section 2.2.3, nous obtenons pour le projeté P du pédicule inférieur gauche (*ig*) :

$$\left\{ \begin{array}{l} x_{P_{ig,v}} = x_{\text{plat_inf,v}} + H_{\text{ped}_{ig,\text{modèle,v}}} \times L \times \frac{x_{\text{plat_sup,v}} - x_{\text{plat_inf,v}}}{\sqrt{(x_{\text{plat_sup,v}} - x_{\text{plat_inf,v}})^2 + (y_{\text{plat_sup,v}} - y_{\text{plat_inf,v}})^2}} \\ y_{P_{ig,v}} = y_{\text{plat_inf,v}} + H_{\text{ped}_{ig,\text{modèle,v}}} \times L \times \frac{y_{\text{plat_sup,v}} - y_{\text{plat_inf,v}}}{\sqrt{(x_{\text{plat_sup,v}} - x_{\text{plat_inf,v}})^2 + (y_{\text{plat_sup,v}} - y_{\text{plat_inf,v}})^2}} \end{array} \right. \quad (15)$$

Les mêmes équations sont applicables au calcul des coordonnées des trois autres projections des sommets des pédicules sur la droite reliant les centres des plateaux.

Ensuite il est possible de déterminer les coordonnées du sommet, puisqu'il s'agit de l'unique point appartenant à la droite perpendiculaire à la droite reliant les centres des plateaux au niveau du point projection et telle que la distance algébrique soit celle fournie par le modèle moyen multipliée par le même facteur d'échelle égal à la longueur 2D de la colonne. Ainsi, les coordonnées des sommets du pédicule gauche sont fournies par :

$$\begin{cases} x_{ig,v} = x_{p_{ig},v} - Dped_{ig,modèle,v} \times L \times \frac{y_{plat_sup,v} - y_{plat_inf,v}}{\sqrt{(x_{plat_sup,v} - x_{plat_inf,v})^2 + (y_{plat_sup,v} - y_{plat_inf,v})^2}} \\ y_{ig,v} = y_{p_{ig},v} + Dped_{ig,modèle,v} \times L \times \frac{x_{plat_sup,v} - x_{plat_inf,v}}{\sqrt{(x_{plat_sup,v} - x_{plat_inf,v})^2 + (y_{plat_sup,v} - y_{plat_inf,v})^2}} \end{cases} \quad (16)$$

et les coordonnées des sommets du pédicule droit sont :

$$\begin{cases} x_{id,v} = x_{p_{id},v} + Dped_{id,modèle,v} \times L \times \frac{y_{plat_sup,v} - y_{plat_inf,v}}{\sqrt{(x_{plat_sup,v} - x_{plat_inf,v})^2 + (y_{plat_sup,v} - y_{plat_inf,v})^2}} \\ y_{id,v} = y_{p_{id},v} - Dped_{id,modèle,v} \times L \times \frac{x_{plat_sup,v} - x_{plat_inf,v}}{\sqrt{(x_{plat_sup,v} - x_{plat_inf,v})^2 + (y_{plat_sup,v} - y_{plat_inf,v})^2}} \end{cases} \quad (17)$$

où *id* signifie inférieur droit. Les équations (16) et (17) sont aussi appliquées aux sommets supérieurs des pédicules¹.

¹ Pour la vue latérale, l'équation (15) reste valable. Néanmoins, puisque les pédicules droits et gauches sont tous placés à droite de la colonne sur la radiographie latérale, seule l'équation (17) donnant les coordonnées des pédicules à droite de la colonne est appliquée aux quatre sommets des pédicules ; l'équation (16) n'est pas exploitée.

2.3.4 Reconstruction 3D

Ainsi sont obtenues les coordonnées 2D des six repères anatomiques sur chacune des vues frontale et latérale du patient en traitement. Il ne reste alors plus qu'à reconstruire la colonne en trois dimensions grâce à l'algorithme DLT. Seuls des patients ayant déjà été traités par la méthode raffinée sont reconstruits par la méthode rapide pour vérifier la faisabilité de l'approche, le calibrage nécessaire à la reconstruction 3D provient donc de l'identification des billes de calibrage par la méthode raffinée.

2.4 Évaluation de la méthode rapide

Il est nécessaire de procéder à une évaluation de la technique proposée pour en préciser ses limites. Pour ce faire, les deux premières grandes étapes de l'approche, explicitées à la section 2.1.2, font l'objet d'un traitement statistique, de manière à déterminer les conditions optimales d'application de la méthode rapide, à l'intérieur des intervalles d'étude fixés. Seront détaillés ici les phases et protocoles de cette évaluation de la méthode rapide concernant la construction des modèles moyens d'une part et l'estimation des repères anatomiques d'autre part.

2.4.1 Évaluation associée à la construction des modèles moyens

La première partie de l'évaluation des modèles moyens concerne le processus de classement choisi. En effet, les radiographies traitées par la méthode raffinée et constituant la banque de données du LIS3D ont été classées manuellement selon les

critères définis à la section 2.2.2 puis ce classement a été validé par un clinicien. D'autre part, ces mêmes radiographies ont été classées par le programme et les résultats de ces deux processus ont été comparés.

Une seconde phase évalue ensuite l'effet de l'utilisation de la vertèbre L4 par rapport à la vertèbre L5 comme origine du repère de travail et des calculs d'estimation des coordonnées : les coordonnées 2D sur la vue frontale des six repères anatomiques par vertèbre de 20 patients atteints d'une scoliose thoracique droite sévère ont été estimées en prenant L5 puis L4 comme origine du repère de travail et point de départ de l'estimation. Pour chacune de ces deux possibilités et pour chaque patient, des différences signées sont calculées entre les coordonnées x et y fournies par la méthode raffinée, référence des mesures et celles obtenues par la méthode rapide, comme suit : si $x_{\text{raffiné},p,pt,v}$ et $y_{\text{raffiné},p,pt,v}$ représentent les coordonnées en abscisse et ordonnée respectivement du repère anatomique pt de la vertèbre v du patient p obtenue par la méthode raffinée et si $x_{\text{rapide},p,pt,v,L}$ et $y_{\text{rapide},p,pt,v,L}$ représentent les coordonnées en abscisse et ordonnée respectivement du repère pt de la vertèbre v du patient p obtenue par la méthode rapide avec comme origine des estimations la vertèbre L (L4 ou L5), alors les différences en x et y , $\text{diff}_{x,p,pt,v,L}$ et $\text{diff}_{y,p,pt,v,L}$ respectivement, pour le repère pt de la vertèbre v du patient p avec la méthode utilisant la vertèbre L sont :

$$\begin{cases} \text{diff}_{x,p,pt,v,L} = x_{\text{raffiné},p,pt,v} - x_{\text{rapide},p,pt,v,L} \\ \text{diff}_{y,p,pt,v,L} = y_{\text{raffiné},p,pt,v} - y_{\text{rapide},p,pt,v,L} \end{cases} \quad (18)$$

Ces différences permettent ensuite le calcul de différences RMS, représentatives de la distance en deux dimensions entre les repères anatomiques correspondants, obtenus en choisissant L4 ou L5 comme origine du repère de travail et des calculs d'estimation des coordonnées des repères anatomiques. Ces valeurs RMS répondent à l'équation (19) suivante, utilisant les mêmes notations qu'à l'équation (18) :

$$\text{RMS}_{p,p,v,L} = \sqrt{\text{diff}_{x,p,p,v,L}^2 + \text{diff}_{y,p,p,v,L}^2} \quad (19)$$

Les moyennes et écarts-types de ces différences sur les 20 patients sont évalués sur toutes les vertèbres et comparés pour chacun des six repères anatomiques par vertèbre, afin de déterminer l'influence de l'origine du repère et des estimations sur le calcul des coordonnées 2D des mêmes repères anatomiques. La normalité des distributions est étudiée grâce au test de Shapiro-Wilk, puis le test t de Student pour des échantillons appariés est utilisé pour détecter des différences significatives entre les deux populations.

2.4.2 Évaluation de la méthode d'estimation des repères anatomiques

Il s'agit ici d'apprécier la précision de l'approche, sa sensibilité face à la variation du nombre de points identifiés le long de la colonne et d'évaluer la pertinence de la méthode de classement. On suppose que les erreurs les plus importantes surviennent pour les scolioses à fort angle de Cobb ; de fait, seuls des patients appartenant aux groupes TD, TDLG, et LG à angle de Cobb compris entre 30 et 60° seront évalués. Les différentes étapes de l'évaluation sur les coordonnées 2D sont représentées à la figure 2.9.

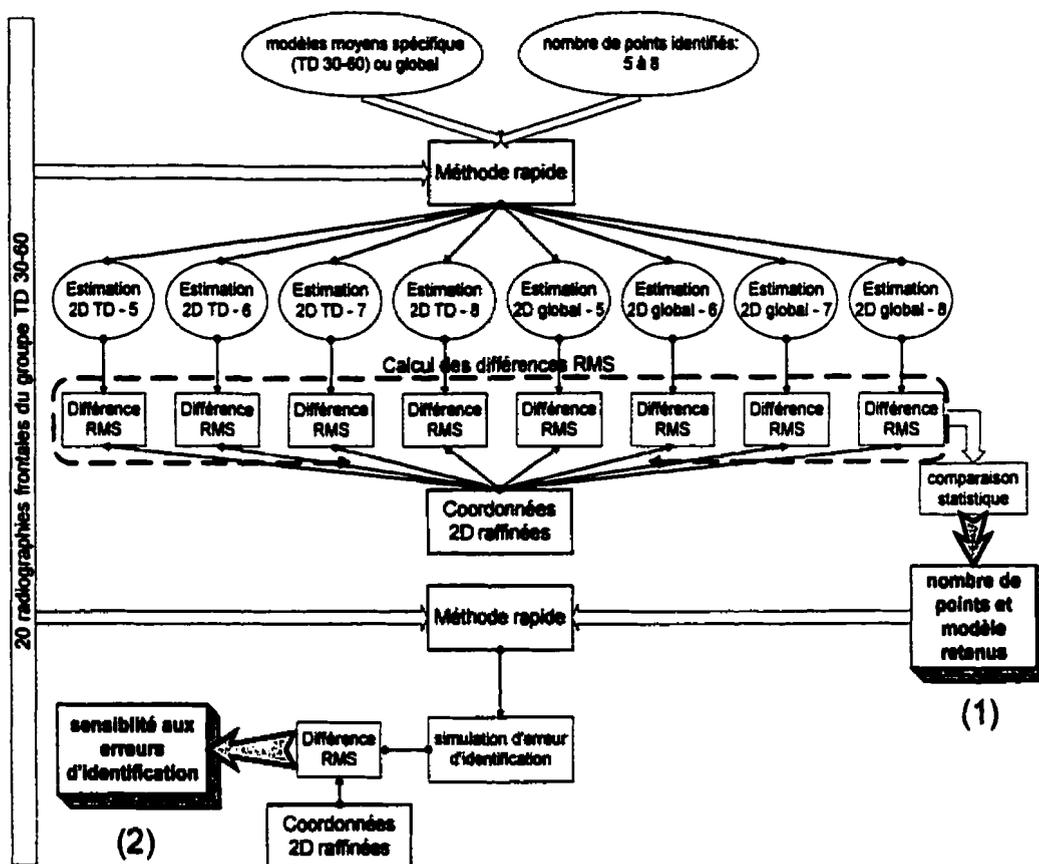


Figure 2.9 : Schéma explicatif de l'évaluation sur les coordonnées 2D : (1) influence du nombre de points et du modèle moyen choisi ; (2) étude de sensibilité aux erreurs d'identification

2.4.2.1 Influence du nombre de points identifiés sur la courbe et du modèle choisi

Une première partie concerne l'estimation des coordonnées 2D des repères anatomiques sur les plans radiographiques (étape (1) de la figure 2.9). Il s'agit ici de déterminer le nombre de points minimum à identifier sur la courbe, ainsi que le modèle moyen à utiliser pour obtenir les coordonnées 2D des six repères anatomiques par vertèbre se rapprochant le plus possible de celles obtenues grâce à la méthode raffinée. Ainsi, 20

patients atteints d'une scoliose thoracique droite, 16 d'une thoracique droite-lombaire gauche et 13 d'une lombaire gauche, au préalable dotés des six repères anatomiques par vertèbre grâce à la méthode raffinée sont traités par la méthode rapide. De plus, les patients choisis présentent de fortes déformations, l'angle de Cobb appartenant à l'intervalle entre 30 et 60°. Ces effectifs représentent le maximum de patients de la banque de données pouvant être testés. En effet, les patients retenus doivent répondre aux critères suivants : (1) la radiographie latérale doit aussi avoir été traitée par la méthode raffinée ; (2) les classements effectués lors de la construction des modèles moyens d'une part et de l'estimation des repères anatomiques d'autre part doivent être identiques ; (3) les reconstructions 3D ne doivent pas présenter d'anomalies.

Le nombre de points identifiés le long de la courbure scoliothique varie de 5 à 8. Les modèles moyens testés sont le modèle spécifique au groupe (TD pour un angle de Cobb compris entre 30 et 60°, TDLG-30-60° et LG-30-60°) et le modèle global, regroupant les scolioses de tout type et de toute sévérité. Pour mener des comparaisons cohérentes entre les différentes combinaisons nombre de points identifiés sur la courbe – modèle employé, les points extrémités, i.e. les centres des plateaux inférieur de L4 et supérieur de T1, sont strictement identiques à ceux fournis par la méthode raffinée. De plus, les autres points sont choisis de manière à ce que la spline passe le plus possible par les centres des plateaux identifiés par la méthode raffinée.

Les coordonnées des six repères anatomiques par vertèbre sont calculées par la méthode rapide sur les radiographies frontale et latérale en faisant varier le nombre de points et le

modèle, ce qui porte à huit le nombre de génération de repères anatomiques 2D par patient et par radiographie. Le centre du plateau inférieur de la vertèbre L4 est pris pour origine du repère de travail pour ces estimations. Des différences entre les coordonnées obtenues par les méthodes raffinée et rapide, identiques à celles décrites par l'équation (18), sont évaluées pour chaque repère de chaque vertèbre. Des calculs de moyennes et d'écart-types sur ces différences sur les 20 patients atteints d'une scoliose thoracique droite, les 16 patients possédant une courbe thoracique droite lombaire gauche et les 13 patients dont la scoliose est de type lombaire gauche, sont menés pour chaque vertèbre et chacun des repères anatomiques pt . Ces mêmes différences sont de plus moyennées pour les vertèbres v pour chacun des trois groupes de patients p , en regroupant les pédicules d'une part ($moy_ped_{x,v,m}$ et $moy_ped_{y,v,m}$) et les plateaux d'autre part ($moy_plat_{x,v,m}$ et $moy_plat_{y,v,m}$), tel que décrit à l'équation (20) pour le groupe thoracique droite,

$$\left\{ \begin{array}{l} moy_ped_{x,v,m} = \frac{\sum_{pt=pédicule} \sum_{p=1}^{20} diff_{x,p,pt,v,m}}{20 * 4} \\ moy_ped_{y,v,m} = \frac{\sum_{pt=pédicule} \sum_{p=1}^{20} diff_{y,p,pt,v,m}}{20 * 4} \end{array} \right. \quad \left\{ \begin{array}{l} moy_plat_{x,v,m} = \frac{\sum_{pt=plateau} \sum_{p=1}^{20} diff_{x,p,pt,v,m}}{20 * 2} \\ moy_plat_{y,v,m} = \frac{\sum_{pt=plateau} \sum_{p=1}^{20} diff_{y,p,pt,v,m}}{20 * 2} \end{array} \right. \quad (20)$$

où m représente une combinaison modèle moyen - nombre de points identifiés (par exemple, modèle thoracique 30-60° spécifique couplé à une identification de 5 points sur la courbe). En outre sont évaluées, pour chaque repère pt de chaque vertèbre v de chaque patient p , les distances 2D algébriques $RMS_{p,pt,v,m}$ calculées par l'équation ci-après :

$$\text{RMS}_{p,pt,v,m} = \sqrt{(x_{\text{raffiné},p,pt,v} - x_{\text{rapide},p,pt,v,m})^2 + (y_{\text{raffiné},p,pt,v} - y_{\text{rapide},p,pt,v,m})^2} \quad (21)$$

D'autre part, puisque les coordonnées des centres des plateaux inférieur de L4 et supérieur de T1 identifiés par la méthode rapide sont strictement identiques à celles fournies par la méthode raffinée et afin d'éliminer le biais possible dû à cette contrainte, les moyennes des différences RMS et des coordonnées 2D sont calculées de T1 à L3 pour les plateaux inférieurs et de T2 à L4 pour les plateaux supérieurs ; les différences RMS pédiculaires sont évaluées de T1 à L4. Ainsi pour chaque combinaison, les moyennes concernant le groupe thoracique s'effectuent sur 20 patients multiplié par 16 vertèbres par patient et par 4 repères anatomiques par vertèbre pour les pédicules, soit 1280 valeurs ; 20 patients multiplié par 15 vertèbres et par 2 repères anatomiques par vertèbre pour les centres des plateaux, soit 600 valeurs. Quant à la catégorie thoracique droite lombaire gauche, les moyennes sont réalisées sur 16 patients, multiplié par 16 vertèbres et par 4 repères anatomiques par vertèbre pour les pédicules, soit 1024 cas et par 15 vertèbres et 2 repères anatomiques par vertèbre pour les plateaux, soit 480 valeurs. Enfin, pour le groupe lombaire gauche, les moyennes pédiculaires sont exécutées sur 13 patients, multiplié par 16 vertèbres et par 4 repères anatomiques par vertèbre, soit de 832 observations, les moyennes traitant les centres des plateaux sont calculées sur 13 patients, 15 vertèbres par patient et 2 repères anatomiques par vertèbre, soit 390 cas.

Des tests de normalité Shapiro-Wilk sont effectués sur les distributions des valeurs RMS.

De plus, le test statistique utilisé pour traiter cet ensemble de données est le test

d'Analysis Of Variance (ANOVA) à deux facteurs et à mesures répétées : le premier facteur répété est le modèle moyen, qui comprend deux modalités, modèles moyens spécifique ou global ; le nombre de points constitue le second facteur à quatre modalités, 5, 6, 7 ou 8 points. Ce test permet d'extraire les effets d'interaction modèle moyen - nombre de points, ainsi que les effets principaux nombre de points et modèles. Lorsque les effets sont significatifs, des analyses d'effets simples sont encourues pour étudier l'influence de la variation du nombre de points pour chaque modèle moyen, ainsi que celle du modèle moyen pour chaque nombre de points (Winer, 1971). De plus, si des différences significatives sont détectées, des comparaisons « post-hoc » deux à deux utilisant la règle de Bonferroni permettent de déterminer le niveau auquel ces effets significatifs apparaissent. Le seuil de signification choisi est de 0,01.

Il est d'autre part à noter que les patients choisis pour cette étude font partie de la banque de données servant à construire les modèles. Il aurait été préférable de choisir d'autres patients, cependant toutes les radiographies répertoriées au LIS3D sont utilisées pour la construction des modèles et le temps nécessaire à l'identification de six repères anatomiques par vertèbre par la méthode raffinée ne permettait pas le traitement de nouvelles radiographies par la méthode raffinée. Néanmoins, pour éliminer le biais pouvant être encouru par l'utilisation des mêmes patients, le principe de la validation croisée est effectuée : le modèle employé pour estimer les repères anatomiques de chaque radiographie est recalculé à partir de toutes les scolioses appartenant au groupe exceptée celle étudiée.

2.4.2.2 Sensibilité aux erreurs d'identification

La première partie de l'évaluation de la méthode rapide a permis d'identifier le nombre de points et le modèle moyen adéquats de manière à obtenir les six repères anatomiques par vertèbre en 2D se rapprochant le plus de ceux fournis par la méthode raffinée. Ces deux paramètres sont alors mis en œuvre pour évaluer la sensibilité de l'approche. Ainsi les coordonnées 2D des six repères anatomiques sur les vues frontales et latérales des mêmes patients que précédemment sont estimées par la méthode rapide avec le nombre de points identifiés sur la colonne et le modèle moyen trouvés. Une fonction de simulation d'erreurs aléatoires est alors appliquée 50 fois aux coordonnées des points identifiés le long de la courbe scoliothique (étape (2) de la figure 2.9). L'écart-type de cette erreur d'identification est de 2,0 mm, valeur tirée de la littérature (André et coll., 1992 ; Aubin et coll., 1997).

Le nombre d'estimations obtenues est donc de 50 simulations multipliées par 20 patients de type thoracique droite, 16 de type thoracique droite lombaire gauche et 13 de type lombaire gauche, soit 2450 estimations frontales. Pour la vue latérale, ce nombre est égal aux 50 simulations multipliées par 19 patients de type de courbe thoracique droite, 16 de type thoracique droite lombaire gauche et 13 de type lombaire gauche, soit 2400 estimations latérales. Les comparaisons sont encore menées avec les coordonnées 2D fournies par la méthode raffinée. Les mêmes différences et distances RMS que celles décrites par les équations (18) et (21) sont calculées.

2.4.2.3 Évaluation des différences sur les indices cliniques et les coordonnées 3D

Les estimations 2D frontales et latérales calculées à partir du nombre de points et du modèle moyen choisis à la section 2.4.2.1 sont ensuite introduites dans l'algorithme DLT pour obtenir les coordonnées 3D des six repères anatomiques par vertèbre, constituant la reconstruction 3D de la colonne. Il est assumé ici l'hypothèse ci-après : plus l'estimation des coordonnées 2D des repères est bonne, plus la mesure des indices cliniques, dérivant de ces points, sera fiable. Cette reconstruction est appliquée aux 19, 16 et 13 patients atteints d'une scoliose thoracique droite, thoracique droite lombaire gauche et lombaire gauche respectivement, soit un total de 48 cas.

Une comparaison des reconstructions 3D obtenues par les méthodes rapide et raffinée est alors menée. Les critères étudiés sont la distance 3D RMS, donnée par l'équation (22), ainsi que des indices cliniques tels que :

- les angles de Cobb frontaux et latéraux en cyphose, mesure de la sévérité de la scoliose. Pour la vue frontale, les angles de Cobb sont calculés aux apex thoraciques pour les courbes thoraciques droites, lombaires pour les scolioses de type lombaire gauche ainsi que thoraciques et lombaires pour les doubles courbures TDLG ;
- la rotation axiale apicale, car cet indice est aussi utilisé par les cliniciens pour évaluer la courbe scoliothique. De plus, il est en relation directe avec

la position des repères anatomiques dans l'espace. La rotation axiale mesurée est relative aux sommets décrits ci-dessus ;

- l'orientation du plan de déformation maximale aux apex, qui est de plus en plus utilisée pour caractériser les déformations scoliotiques.

$$\text{RMS}_{-3D}_{p,pt,v,m} = \sqrt{\left(x_{\text{raffiné},p,pt,v} - x_{\text{rapide},p,pt,v,m}\right)^2 + \left(y_{\text{raffiné},p,pt,v} - y_{\text{rapide},p,pt,v,m}\right)^2 + \left(z_{\text{raffiné},p,pt,v} - z_{\text{rapide},p,pt,v,m}\right)^2} \quad (22)$$

Le test statistique utilisé pour comparer les indices cliniques est le test de Wilcoxon pour les distributions de données non-paramétriques.

2.4.2.4 Évaluation de la rapidité de la méthode

Le temps nécessaire à la méthode rapide pour obtenir la reconstruction 3D est évalué. L'identification des points est menée par un utilisateur sur 10 radiographies frontales et 10 latérales de types de courbe différents (quatre de type TD, quatre de type TDLG et deux de type LG) avec le modèle moyen et le nombre de points identifiés choisis dans la section 2.4.2.1, puis l'estimation des repères et la reconstruction 3D est effectuée. Le temps octroyé à l'identification des points le long de la colonne de chaque patient et au classement de la courbe scoliotique est ensuite moyenné sur l'ensemble des patients reconstruits. Il est en de même pour la génération des coordonnées 2D des points et la reconstruction 3D.

CHAPITRE 3 - RÉSULTATS

Ce chapitre a pour but de présenter les résultats obtenus lors de l'évaluation de la nouvelle approche d'estimation des repères anatomiques telle que présentée à la section 2.4. Ils seront ensuite discutés au chapitre 4.

3.1 Résultats associés à la construction des modèles moyens

Le premier volet des résultats porte sur la construction des modèles moyens 2D dont une illustration est fournie à l'annexe 3.

3.1.1 Méthode de classement

Ces premiers résultats concernent l'évaluation de la méthode de classement décrite à la section 2.2.2.

La répartition des angles de Cobb des 496 radiographies frontales traitées au préalable par la méthode raffinée est illustrée par les graphes « a » à « f » de la figure 3.1 : il s'agit des histogrammes représentant, pour chacun des groupes lombaire gauche (LG), thoracolombaire gauche (TLG), thoracique droite lombaire gauche (TDLG), thoracique droite (TD) et thoracolombaire droite (TLD), la distribution de la valeur de l'angle de Cobb apical pour les simples courbures et des angles de Cobb thoraciques et lombaires pour les doubles courbures. Ces graphes montrent que la valeur médiane se situe entre 30 et 40°. Il est cependant à noter que les radiographies classées en petite déformation ont

été retirées de cette partie de l'étude. La valeur de 30° , intermédiaire entre la limite de 20° du traitement par corset et celle de 40° du traitement chirurgical (Bradford et coll., 1987), est donc sélectionnée pour la suite de l'évaluation.

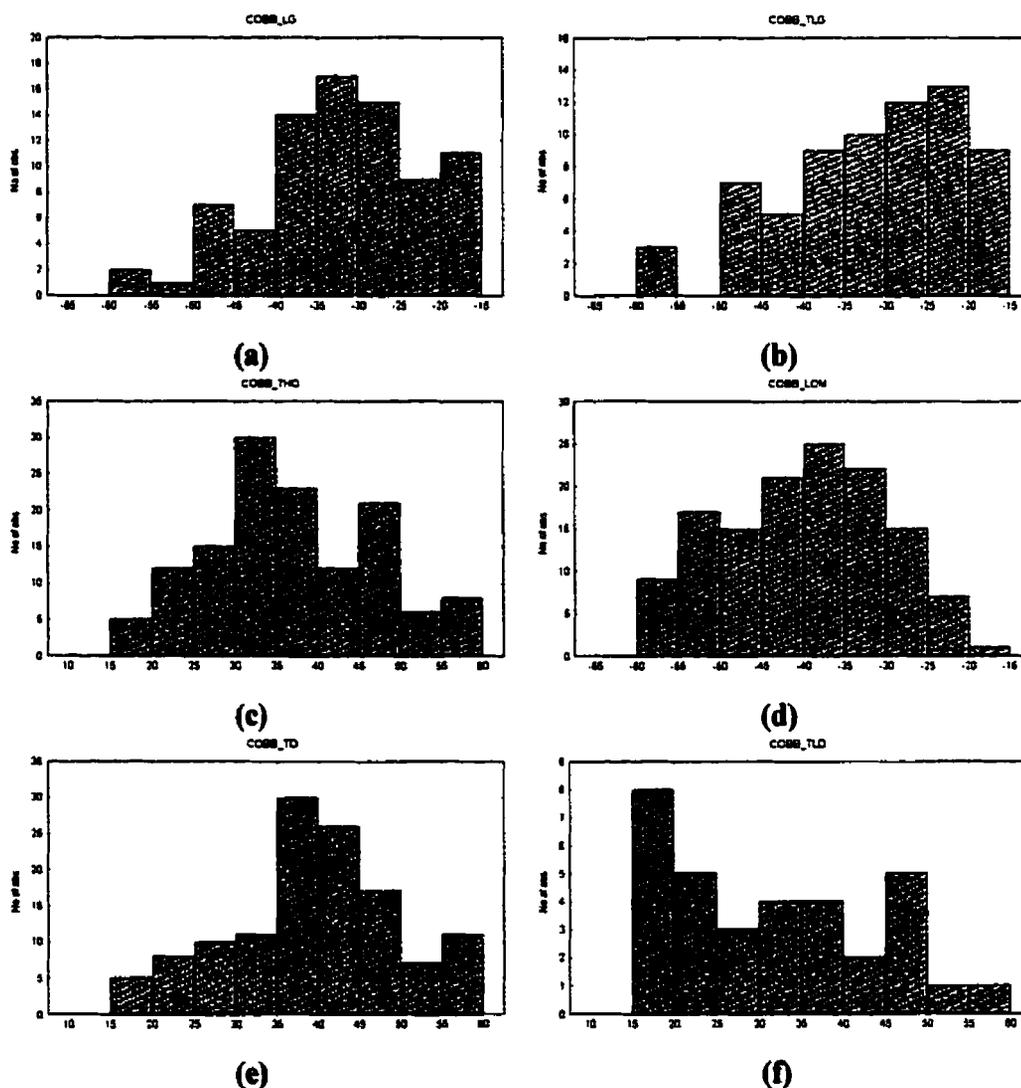


Figure 3.1 : Histogrammes de répartition des angles de Cobb en fonction du type de courbe pour les radiographies frontales scoliotiques traitées par la méthode raffinée : (a) lombaire gauche ; (b) thoracolombaire gauche ; thoracique droite lombaire gauche, plus précisément pour les angles de Cobb (c) thoracique et (d) lombaire ; (e) thoracique droite ; (f) thoracolombaire droite

De plus, 496 radiographies frontales provenant de 362 patients distincts, et 295 latérales issues de 174 patients différents, ont été d'une part réparties manuellement entre les groupes définis à la section 2.2.2, ce classement ayant été validé par un clinicien ; celles-ci ont été d'autre part classées par le programme selon les mêmes catégories. Les résultats pour la vue frontale sont résumés dans le tableau 3.1 ci-dessous.

Tableau 3.1 : Comparaison des classements manuel et informatique des radiographies frontales traitées par la méthode raffinée

classé en		classement informatique										total manuel	correspondance (%)	
		LG		TLG		TDLG		TD		TLD				petite def
		15-30	30-60	15-30	30-60	15-30	30-60	15-30	30-60	15-30	30-60			
classement manuel	LG	15-30	35										35	100
		30-60		43		1	2						46	93.5
	TLG	15-30			33		1						34	97.1
		30-60				34							34	100
	TDLG	15-30		1	2		29						32	90.6
		30-60		1		2		84		13			100	84
	TD	15-30					1		21				22	95.5
		30-60								102			102	100
	TLD	15-30									16		16	100
		30-60										17	17	100
		petite def										58	58	100
	total donné par le programme		35	45	35	37	33	84	21	115	16	17	58	496

Ainsi, par exemple, la deuxième ligne du tableau 3.1 indique que parmi les 46 radiographies frontales classées manuellement comme étant des lombaires gauches à angle de Cobb compris entre 30 et 60° (avant-dernière colonne de droite), 43 ont été détectées par le programme de classement effectivement comme des lombaires gauches (case grisée en diagonale) ; une en tant que thoracolombaire gauche à angle de Cobb compris entre 30 et 60° ; et deux en courbes thoraciques droites lombaires gauches à angle de Cobb thoracique compris entre 15 et 30° ; ce qui amène à un taux de correspondance de 93,5%. Le tableau 3.1 montre par conséquent que le pourcentage de

correspondance entre les deux classements varie de 84%, pour le groupe thoracique droite lombaire gauche à angle de Cobb compris entre 30 et 60°, à 100% pour cinq groupes (lombaire gauche 15-30°, thoracolombaire gauche 30-60°, thoracique droite 30-60°, thoracolombaire droite et petite déformation), avec une moyenne de 96,4%. Les erreurs les plus élevées apparaissent pour les radiographies classées manuellement en tant que courbes thoraciques droites lombaires gauches à forte déformation scoliotique, dont 13% sont évalués par le programme comme étant des courbes thoraciques droites à angle de Cobb compris entre 30 et 60°, 2% en thoracolombaires entre 30 et 60° et 1% en lombaires gauches entre 30 et 60°. Les nombres de radiographies de scoliozes dont l'angle de Cobb est compris entre 15 et 30° et entre 30 et 60° sont comparables pour tous les groupes, exceptés les types thoracique droite et thoracique droite lombaire gauche. Est de plus à remarquer le faible effectif de 33 cas du groupe thoracolombaire droite, répartis en 16 scoliozes à angle de Cobb compris entre 15 et 30° et 17 entre 30 et 60° : la banque de données est en effet peu riche en radiographies présentant ce type de courbe.

Le tableau 3.2, dont la lecture est identique à celle du tableau 3.1, présente les résultats de la comparaison des classements manuel et informatique pour les 295 radiographies latérales. Le minimum de correspondance, de 85,7%, est atteint pour le groupe des courbes lombaires gauches en dos plat. En outre, seules les correspondances des groupes lombaire gauche, thoracolombaire gauche et thoracique droite en dos plat diffèrent de 100%. La moyenne des correspondances entre les deux classements latéraux est par conséquent de 97,5%. D'autre part, il est nécessaire de souligner les faibles effectifs des

groupes en dos plat en général, plus particulièrement concernant les catégories lombaire gauche et petite déformation (6 et 8 cas respectivement). Là encore, ce faible nombre est dû au pauvre approvisionnement de la banque de données en ces types de courbe.

Tableau 3.2 : Comparaison des classements manuel et informatique des radiographies latérales traitées par la méthode raffinée

classé en		classement informatique												total manuel	correspondance (%)	
		LG		TLG		TDLG		TD		TLD		petite def				
		CL	DP	CL	DP	CL	DP	CL	DP	CL	DP	CL	DP			
classement manuel	LG	CL	43											43	100	
		DP	1	6										7	85.7	
	TLG	CL			36									36	100	
		DP			1	13								14	92.9	
	TDLG	CL					29							29	100	
		DP						12						12	100	
	TD	CL							39					39	100	
		DP							3	32				35	91.4	
	TLD	CL									26			26	100	
		DP										3		3	100	
	petite def	CL											43	43	100	
		DP											8	8	100	
	total donné par le programme		44	6	37	13	29	12	42	32	26	3	43	8	295	

3.1.2 Choix de la vertèbre origine du repère de travail radiographique

Cette partie de l'étude a pour objectif d'évaluer l'influence du choix du centre du plateau inférieur de la vertèbre L4 par rapport à celui de la vertèbre L5 comme origine du repère de travail et point de départ des calculs d'estimation des repères anatomiques par la méthode rapide. Ces deux alternatives ont été testées sur les radiographies frontales de 20 patients présentant une courbe thoracique droite à angle de Cobb compris entre 30 et 60°. Six points ont servi à tracer la spline modélisant la colonne de ces patients. Les coordonnées 2D des six repères anatomiques ont ensuite été estimées grâce à la méthode rapide utilisant le modèle spécifique de la courbe thoracique droite à angle de Cobb entre

30 et 60°. Les différences RMS pour chacun des six repères anatomiques, toutes vertèbres et tous patients confondus, avec les méthodes utilisant L4 d'une part et L5 d'autre part, et dont les moyennes et écarts-types sont exposés dans le tableau 3.3, sont listées en détail dans le tableau a - 4.1 de l'annexe 4. En outre, la normalité des différences entre les valeurs RMS fournies par la méthode rapide utilisant L4 et celles obtenues par l'emploi de L5 est vérifiée par le test de Shapiro-Wilk (graphes de normalité de la figure a - 4.1). Ce constat permet alors de mener des tests t de Student pour échantillons appariés sur les deux séries de différences RMS (tableau 3.3). Le nombre d'observations est alors de 20 patients avec chacun : 16 vertèbres pour les pédicules, soit 320 observations ; 15 vertèbres pour les plateaux, soit 300 observations. Le seuil de signification choisi est $p \leq 0,05$.

Tableau 3.3 : Moyennes et écarts-types des différences RMS pour les six repères anatomiques avec L5 puis L4 comme origine du repère et des calculs d'estimation des coordonnées 2D des repères anatomiques

repère anatomique	origine du repère et des estimations	nombre de patients traités	moyenne (mm)	écart-type (mm)	p (test de t)
Ped_inf_d	L5	20	4.5	2.8	0.000046
	L4	20	4.0	2.6	
Ped_inf_g	L5	20	4.5	2.8	0.000203
	L4	20	4.0	2.6	
Ped_sup_d	L5	20	4.3	2.5	0.000027
	L4	20	3.7	2.3	
Ped_sup_g	L5	20	4.3	2.5	0.000044
	L4	20	3.7	2.3	
Plat_inf	L5	20	3.7	2.7	0.000000
	L4	20	3.0	2.3	
Plat_sup	L5	20	3.9	2.7	0.000000
	L4	20	3.0	2.3	

Le tableau 3.3 montre que les valeurs RMS des plateaux et des pédicules, obtenues en prenant le centre du plateau inférieur de la vertèbre L5 comme origine du repère de travail et des calculs d'estimation des coordonnées 2D des repères anatomiques, sont différentes de façon fortement significative de celles dérivant de l'estimation des repères anatomiques à partir du centre du plateau inférieur de la vertèbre L4. Il est aussi à noter que les moyennes et écarts-types acquis en considérant L5 comme origine sont supérieurs à ceux obtenus avec L4 pour tous les repères anatomiques. Pour la méthode utilisant la vertèbre L4, les différences 2D RMS moyennes sont de $3,0 \pm 2,3$ mm pour les plateaux et de $3,9 \pm 2,4$ mm pour les pédicules ; pour la méthode utilisant la vertèbre L5, ces valeurs sont respectivement $3,8 \pm 2,7$ mm et $4,4 \pm 2,6$ mm.

Ces résultats sont toutefois rapportés pour un unique groupe et sur la vue frontale. Néanmoins, il est assumé qu'il est possible de les étendre aux autres groupes et à la vue latérale. Par conséquent, pour la suite de l'évaluation, le centre du plateau inférieur de la vertèbre L4 sera préféré à celui de la vertèbre L5 comme origine du repère de travail et point de départ des calculs d'estimation des repères anatomiques.

3.2 Résultats associés à l'estimation des repères anatomiques

La seconde partie de l'étude de sensibilité concerne l'estimation des repères anatomiques par la méthode rapide grâce aux modèles moyens calculés précédemment. Cette étude s'appuie sur 20 patients atteints d'une scoliose thoracique droite, 16 d'une thoracique droite lombaire gauche et 13 d'une lombaire gauche, à fort angle de Cobb. Toutefois,

seuls 19 patients dotés d'une courbe thoracique droite seront étudiés en vue latérale et en reconstruction 3D, car la courbe latérale d'un des 20 patients choisis, répertoriée manuellement en cyphose lordose, était classée par l'algorithme informatique en dos plat lors du traitement par la méthode, l'angle de Cobb en cyphose étant très proche de la limite de 30°.

Dans une première phase sont rapportés les résultats spécifiant l'influence du nombre de points identifiés sur la colonne et du modèle moyen utilisé sur le calcul des coordonnées 2D des six repères anatomiques par vertèbre par la méthode rapide. Ainsi, un nombre de points et un modèle moyen adéquat sont choisis pour la suite de l'évaluation de la méthode rapide. Une seconde phase traite ensuite de la sensibilité de la méthode aux erreurs d'identification des points le long de la colonne vertébrale sur les radiographies. En outre, dans la troisième phase, les résultats obtenus sur les indices cliniques et les coordonnées 3D des repères anatomiques reconstruits sont analysés. Enfin, une dernière phase traite du temps nécessaire à la reconstruction 3D rapide des colonnes des patients évalués.

Un logiciel programmé sous Matlab a été mis en œuvre pour procéder à ces tests. Son interface, illustrée à la figure 3.2, permet à l'utilisateur, grâce à l'ensemble des commandes situées dans la partie gauche de la fenêtre, d'ouvrir une radiographie, d'identifier les points le long de la colonne, de les déplacer, d'en ajouter ou d'en effacer et de tracer la courbe modélisée par une spline reliant ces mêmes points. De plus, les boutons de commande « sélection automatique » et « sélection manuelle », dans le

premier cas, lance l'algorithme de classement de la courbe scoliothique et dans le second cas, permet à l'utilisateur de choisir, s'il le désire, parmi l'ensemble des modèles moyens, affichés dans la partie droite de la fenêtre, celui à utiliser pour l'estimation des coordonnées des repères anatomiques. Enfin, par les commandes « générer les points 2D » et « reconstruire en 3D par le DLT », le logiciel procède au calcul des coordonnées 2D des six repères anatomiques par vertèbre, représentés par une croix sur la radiographie (figure 3.2), grâce au modèle moyen précédemment sélectionné, ainsi qu'à la reconstruction 3D de la colonne.

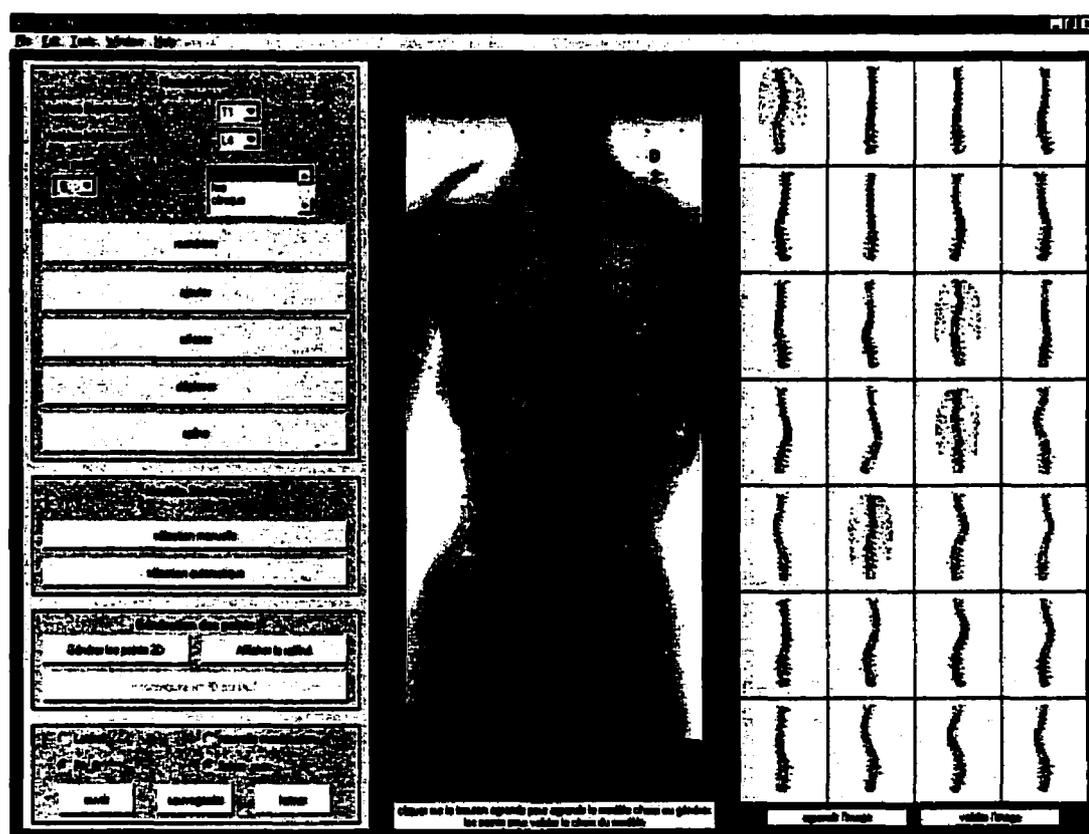


Figure 3.2 : Illustration de l'interface du logiciel programmé sous Matlab et utilisé pour la mise en œuvre de l'évaluation de la méthode rapide

3.2.1 Influence du nombre de points identifiés sur la colonne et du modèle moyen

Cette partie présente les résultats relatifs au choix du nombre de points identifiés le long de la colonne et du modèle moyen pour estimer, par la méthode rapide, des coordonnées 2D des six repères anatomiques par vertèbre les plus proches possibles de celles fournies par la méthode raffinée. Pour ce faire, le nombre de points varie dans un intervalle de 5 à 8. De plus, les modèles spécifiques aux groupes, TD 30 à 60° d'angle de Cobb, TDLG 30 à 60° d'angle de Cobb et LG 30 à 60° d'angle de Cobb, sont confrontés au modèle moyen global regroupant les scolioses de tout type et de toute sévérité.

Les huit combinaisons modèle moyen - nombre de points sont comparées par l'estimation des six repères anatomiques par vertèbre sur les radiographies frontales et latérales des trois groupes de patients considérés. La figure 3.3 illustre la représentation des repères anatomiques fournis par la méthode raffinée et estimés par la méthode rapide pour un patient typique atteint d'une scoliose thoracique droite, pour les vues frontale et latérale, présentant des différences RMS 2D peu élevées. Pour chaque vertèbre, les centres des plateaux d'une part et les sommets des pédicules droit puis gauche d'autre part sont reliés par un segment de droite. Des représentations similaires mais pour des patients offrant des différences RMS 2D moyennes ou élevées sont fournies aux figures A – 5.1 et A – 5.2 de l'annexe 5. Aussi est-il possible de remarquer que les estimations frontale et latérale des coordonnées 2D des six repères anatomiques par vertèbre obtenues par la méthode rapide sont cohérentes, voire proches des coordonnées des repères anatomiques fournies par la méthode raffinée : les courbes semblent conservées et de même amplitude.

Néanmoins, une étude plus approfondie des coordonnées des repères anatomiques est nécessaire.

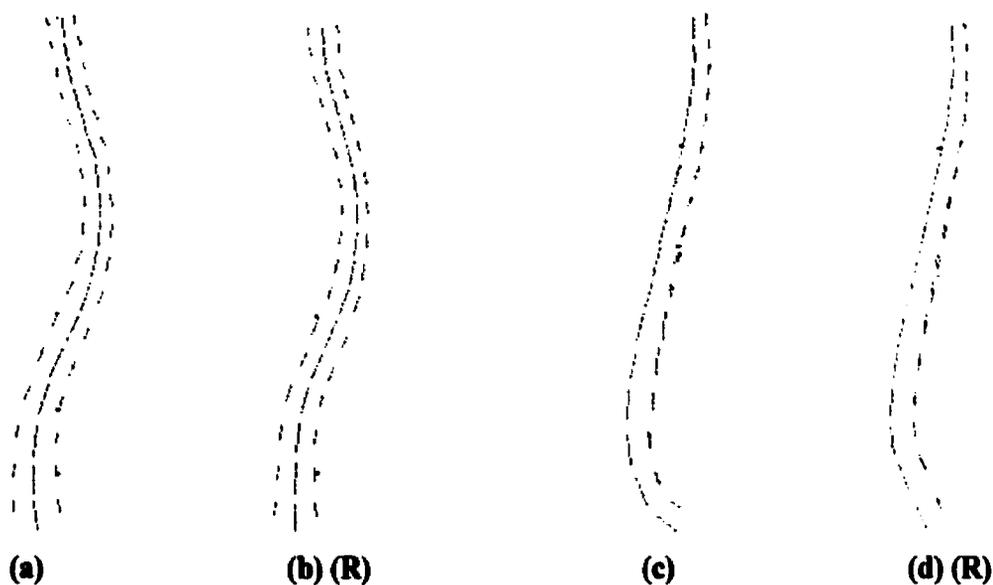


Figure 3.3 : Exemples de représentation des six repères anatomiques par vertèbre : pour la vue frontale (a) fournis par la méthode raffinée et (b) estimés par la méthode rapide ; pour la vue latérale (c) fournis par la méthode raffinée et (d) estimés par la méthode rapide

Les différences entre les coordonnées x et y obtenues par chacune des huit alternatives modèle moyen – nombre de points identifiés le long de la colonne d'une part et la méthode raffinée d'autre part sont donc calculées et moyennées tel que décrit par les équations (18) et (20) (sections 2.4.1 et 2.4.2). Les moyennes et écarts-types de ces différences, sur l'ensemble des vertèbres des 20 (ou 19 sur la vue latérale) patients TD, 16 TDLG et 13 LG, pour chacune des huit combinaisons et en séparant les pédicules d'une part et les plateaux d'autre part, sont présentés au tableau 3.4 et illustrés à la figure 3.4 pour la coordonnée x , ainsi qu'au tableau 3.5 et à la figure 3.5 pour la coordonnée y . Les tableaux A – 5.1 à A – 5.18 de l'annexe 5 présentent notamment ces moyennes et

écarts-types en différenciant chaque niveau vertébral pour les coordonnées x et y. Est aussi rappelé que les calculs pédiculaires prennent en compte les vertèbres de T1 à L4 alors que pour les plateaux inférieur et supérieur, 15 vertèbres uniquement sont considérées, de T1 à L3 et de T2 à L4 respectivement.

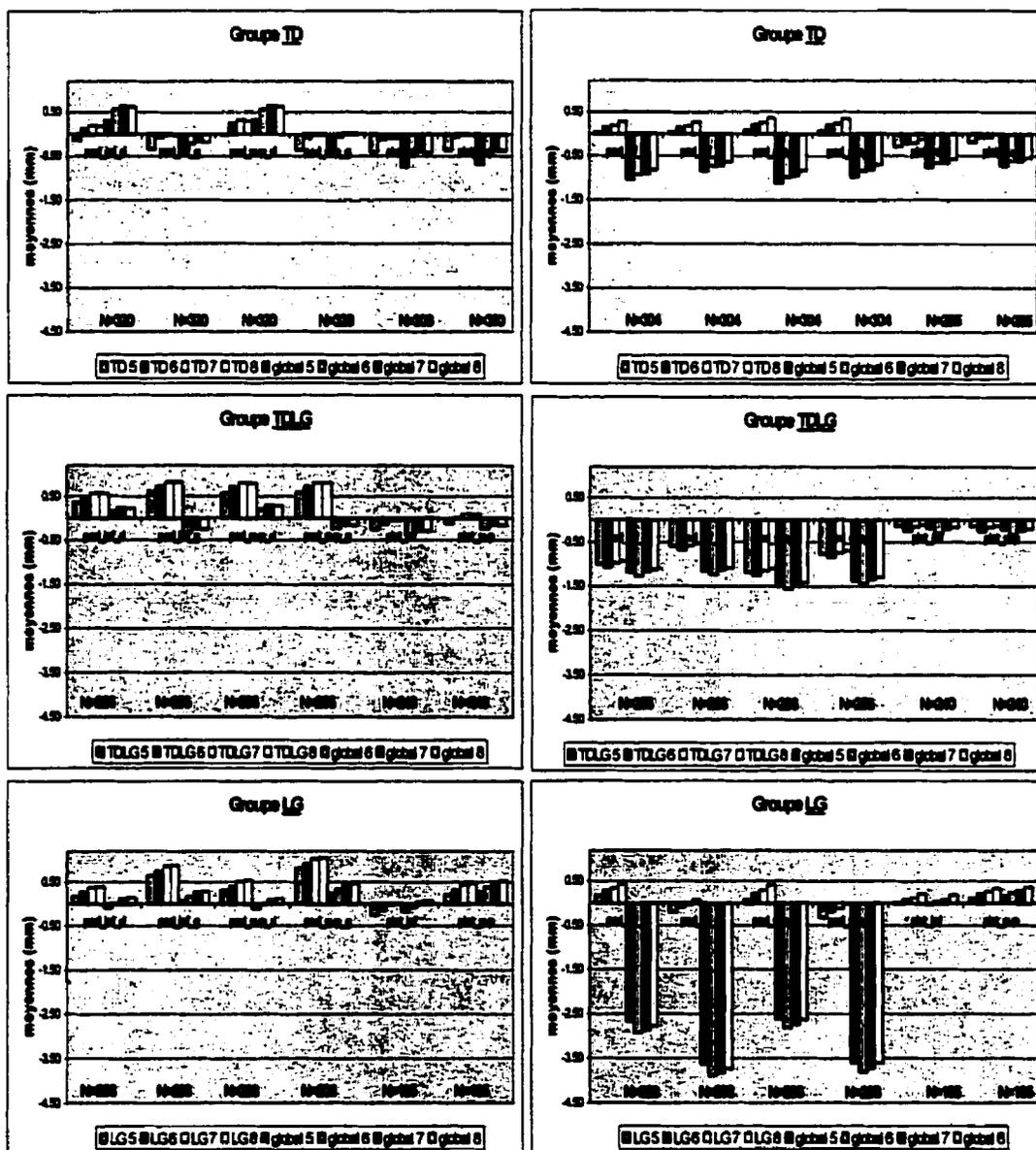
La figure 3.4 montre que les différences entre les coordonnées x fournies par les méthodes raffinée et rapide sont proches de 0, quelques soient la combinaison adoptée, le groupe de scoliose ou la vue considérés. Néanmoins, il semble de manière générale que les moyennes sont légèrement plus élevées lorsque le modèle global est utilisé : ainsi, le modèle spécifique de la méthode rapide fournirait des coordonnées x des repères anatomiques plus proches de celles données par la méthode raffinée, que le modèle global. D'autre part, les différences semblent en général diminuer lorsque le nombre de points identifiés sur les radiographies augmente, cependant ce constat n'est pas vérifié pour tous les points et tous les groupes de scoliose observés. D'autre part, les différences pédiculaires sont toujours plus importantes que les différences concernant les centres des plateaux vertébraux. Enfin, les estimations de coordonnées x des repères anatomiques semblent plus proches des coordonnées x fournies par la méthode raffinée pour la vue frontale que pour la vue latérale, les valeurs des moyennes étant sensiblement plus faibles pour le plan coronal, quelques soient les repères anatomiques considérés. Toutefois, ces moyennes étant de faible amplitude, l'étude des écarts-types est plus indiquée.

Tableau 3.4 : Moyennes (moy) et écarts-types (e-t) en mm, sur la colonne et sur les patients, des différences de coordonnées x des six repères anatomiques entre les méthodes raffinée et rapide, avec 5, 6, 7 ou 8 points et les deux modèles moyens spécifique et global, pour les vues frontale et latérale et pour les trois types de courbe TD, TDLG et LG

vue	groupe	point	N	modèle spécifique								modèle global							
				5 points		6 points		7 points		8 points		5 points		6 points		7 points		8 points	
				moy	e-t	moy	e-t	moy	e-t	moy	e-t	moy	e-t	moy	e-t	moy	e-t	moy	e-t
frontale	TD	pat inf d	16*20	-0.1	2.3	0.1	2.3	0.2	2.4	0.2	2.4	0.3	2.2	0.6	2.3	0.8	2.4	0.6	2.4
		pat inf g	16*20	-0.3	2.6	-0.1	2.7	0.0	2.7	0.0	2.7	-0.5	2.8	-0.2	2.6	-0.2	2.7	-0.2	2.7
		pat sup d	16*20	0.0	2.2	0.2	2.3	0.3	2.4	0.3	2.4	0.3	2.2	0.6	2.3	0.8	2.3	0.6	2.3
		pat sup g	16*20	-0.3	2.6	-0.1	2.6	0.0	2.7	0.0	2.7	-0.3	2.5	-0.1	2.6	0.0	2.7	0.0	2.6
		pat inf	16*20	-0.4	1.3	-0.1	1.2	-0.1	1.3	-0.1	1.2	-0.7	1.3	-0.5	1.2	-0.4	1.3	-0.4	1.2
		pat sup	16*20	-0.4	1.2	-0.1	1.2	0.0	1.2	0.0	1.1	-0.7	1.3	-0.4	1.2	-0.4	1.3	-0.4	1.2
	TDLG	pat inf d	14*22*0	-0.2	2.4	0.1	2.5	0.1	2.5	0.1	2.5	0.0	2.4	0.2	2.5	0.3	2.5	0.3	2.5
		pat inf g	14*22*0	-0.4	1.3	-0.1	1.2	0.0	1.2	0.0	1.2	-0.8	1.3	-0.5	1.2	-0.4	1.3	-0.4	1.2
		pat sup d	14*22*0	0.4	1.9	0.5	1.9	0.6	1.9	0.6	1.9	0.0	1.9	0.2	1.9	0.2	1.9	0.2	2.0
		pat sup g	14*22*0	0.6	2.4	0.7	2.3	0.8	2.3	0.8	2.3	-0.4	2.4	-0.3	2.4	-0.2	2.3	-0.2	2.3
		pat inf	14*22*0	0.6	2.0	0.7	2.0	0.8	2.0	0.8	2.0	0.1	2.0	0.2	2.0	0.3	2.0	0.3	2.0
		pat sup	14*22*0	0.6	2.4	0.7	2.4	0.8	2.3	0.8	2.3	-0.4	2.4	-0.2	2.4	-0.1	2.3	-0.2	2.3
latérale	TD	pat inf d	16*13	-0.2	1.4	-0.1	1.2	0.0	1.3	0.0	1.3	-0.6	1.4	-0.4	1.3	-0.3	1.3	-0.3	1.3
		pat inf g	16*13	-0.1	1.3	0.0	1.2	0.1	1.2	0.1	1.1	-0.3	1.3	-0.2	1.2	-0.1	1.2	-0.2	1.1
		pat sup d	16*13	0.5	2.2	0.7	2.2	0.7	2.2	0.7	2.2	-0.2	2.3	-0.1	2.3	0.0	2.2	0.0	2.3
		pat sup g	14*22*0	-0.2	1.4	0.0	1.3	0.1	1.3	0.1	1.3	-0.4	1.4	-0.3	1.3	-0.2	1.4	-0.2	1.3
		pat inf	16*13	0.2	1.7	0.3	1.8	0.4	1.7	0.4	1.7	-0.1	1.7	0.0	1.7	0.1	1.7	0.1	1.7
		pat sup	16*13	0.6	2.5	0.7	2.2	0.9	2.3	0.9	2.3	0.1	2.5	0.2	2.3	0.3	2.3	0.3	2.3
	TDLG	pat inf d	16*13	0.3	1.7	0.4	1.7	0.5	1.7	0.5	1.7	-0.1	1.7	0.0	1.7	0.1	1.6	0.1	1.6
		pat inf g	16*13	0.8	2.2	0.9	2.0	1.0	2.0	1.0	2.0	0.2	2.2	0.3	2.0	0.4	2.0	0.5	2.0
		pat sup d	16*13	-0.2	1.5	-0.1	1.2	0.0	1.2	0.0	1.1	-0.2	1.5	-0.1	1.2	0.0	1.2	0.1	1.1
		pat sup g	16*13	0.2	1.4	0.3	1.2	0.4	1.2	0.5	1.2	0.3	1.4	0.4	1.2	0.5	1.2	0.5	1.2
		pat inf	16*13	0.5	2.1	0.6	2.0	0.7	2.0	0.7	2.0	0.0	2.1	0.1	2.0	0.2	2.0	0.3	2.0
		pat sup	14*22*0	0.0	1.6	0.1	1.3	0.2	1.3	0.3	1.3	0.1	1.6	0.2	1.3	0.3	1.3	0.3	1.3
TDG	TD	pat inf d	16*13	0.0	2.8	0.2	2.8	0.2	2.7	0.3	2.8	-1.0	2.9	-0.9	2.8	-0.9	2.8	-0.8	2.8
		pat inf g	16*13	0.1	2.8	0.2	2.8	0.2	2.8	0.3	2.8	-0.8	3.1	-0.7	3.0	-0.7	3.0	-0.6	3.0
		pat sup d	16*13	0.1	3.0	0.2	3.0	0.3	2.9	0.4	3.0	-1.1	3.1	-1.0	3.1	-0.9	3.0	-0.8	3.0
		pat sup g	16*13	0.1	3.1	0.2	3.0	0.2	3.0	0.3	3.0	-1.0	3.3	-0.8	3.2	-0.8	3.2	-0.7	3.2
		pat inf	16*13	-0.3	1.2	-0.2	1.1	-0.2	1.1	-0.1	1.0	-0.8	1.3	-0.7	1.2	-0.7	1.2	-0.6	1.1
		pat sup	16*13	-0.2	1.2	-0.1	1.0	-0.1	1.0	0.0	1.0	-0.7	1.3	-0.6	1.2	-0.6	1.2	-0.5	1.1
	TDLG	pat inf d	16*13	0.1	3.0	0.2	2.9	0.2	2.9	0.3	2.9	-1.0	3.1	-0.9	3.1	-0.8	3.0	-0.7	3.1
		pat inf g	14*22*0	-0.3	1.3	-0.2	1.1	-0.2	1.1	-0.1	1.0	-0.8	1.4	-0.7	1.2	-0.7	1.2	-0.6	1.1
		pat sup d	16*13	-1.0	3.7	-1.1	3.6	-1.0	3.6	-0.9	3.6	-1.2	3.6	-1.3	3.5	-1.2	3.5	-1.1	3.5
		pat sup g	16*13	-0.6	3.6	-0.7	3.5	-0.6	3.5	-0.5	3.5	-1.1	3.5	-1.2	3.4	-1.1	3.4	-1.1	3.3
		pat inf	16*13	-1.2	4.0	-1.2	3.9	-1.1	3.9	-1.1	3.9	-1.5	3.9	-1.6	3.8	-1.5	3.8	-1.4	3.8
		pat sup	16*13	-0.8	3.9	-0.8	3.8	-0.7	3.8	-0.7	3.7	-1.4	3.7	-1.4	3.6	-1.3	3.6	-1.3	3.6
LG	TD	pat inf d	16*13	-0.1	1.2	-0.2	1.1	-0.2	1.0	-0.1	0.9	-0.2	1.2	-0.3	1.1	-0.2	0.9	-0.2	0.9
		pat inf g	16*13	-0.1	1.2	-0.3	1.1	-0.2	1.1	-0.1	0.9	-0.2	1.2	-0.3	1.1	-0.2	1.0	-0.2	0.9
		pat sup d	16*13	-0.4	4.8	-0.4	4.8	-0.3	4.5	-0.1	4.4	-0.4	4.8	-0.5	4.8	-0.3	4.5	-0.1	4.4
		pat sup g	14*22*0	-0.2	1.3	-0.3	1.1	-0.2	1.0	-0.1	1.0	-0.2	1.3	-0.3	1.1	-0.2	1.0	-0.2	0.9
		pat inf	16*13	0.2	2.6	0.3	2.6	0.3	2.5	0.4	2.5	-2.7	4.1	-2.9	3.9	-2.9	3.8	-2.8	3.8
		pat sup	16*13	-0.2	2.8	-0.1	2.8	0.0	2.8	0.1	2.7	-3.6	4.3	-3.8	4.2	-3.8	4.0	-3.7	4.0
	TDLG	pat inf d	16*13	0.1	2.5	0.2	2.6	0.3	2.5	0.4	2.4	-2.6	4.2	-2.8	4.0	-2.7	3.8	-2.6	3.8
		pat inf g	16*13	-0.3	2.9	-0.2	3.0	-0.1	2.9	0.0	2.8	-3.6	4.5	-3.8	4.4	-3.7	4.2	-3.6	4.1
		pat sup d	16*13	0.0	1.8	0.1	1.4	0.1	1.3	0.2	1.3	0.0	1.8	0.0	1.4	0.1	1.3	0.2	1.2
		pat sup g	16*13	0.1	1.7	0.2	1.5	0.3	1.4	0.3	1.2	0.2	1.7	0.2	1.6	0.3	1.4	0.4	1.3
		pat inf	16*13	-0.1	2.8	0.1	2.8	0.1	2.7	0.2	2.7	-3.1	4.4	-3.4	4.3	-3.3	4.1	-3.2	4.1
		pat sup	14*22*0	0.0	1.7	0.1	1.5	0.2	1.4	0.2	1.3	0.1	1.7	0.1	1.5	0.2	1.4	0.3	1.3

Moyennes des différences des
coordonnées x frontales

Moyennes des différences des
coordonnées x latérales



(a)

(b)

Figure 3.4 : Moyennes en mm des différences sur les coordonnées x entre les méthodes raffinée et rapide pour les trois types de courbes selon le modèle moyen choisi et le nombre de points identifiés sur les vues frontale (a) et latérale (b)

Ainsi il est possible de remarquer que les vues frontale et latérale présentent approximativement le même écart-type d'environ 1,5 mm pour les centres des plateaux, quel que soit le nombre de points identifiés le long de la colonne ou le modèle moyen utilisé pour estimer la coordonnée x ; néanmoins, de la même façon que pour les moyennes, la valeur de l'écart-type à laquelle sont sujets les centres des plateaux vertébraux diminue sensiblement avec l'augmentation du nombre de points identifiés sur les radiographies. Les écarts-types pédiculaires, atteignant plus de 4 mm pour le groupe lombaire gauche en vue latérale, sont plus élevés que ceux des plateaux et la tendance à décroître avec la hausse du nombre de points est moins évidente. Une étude plus poussée semble d'ores et déjà requise pour différencier les différentes combinaisons modèle moyen - nombre de points identifiés sur les radiographies.

Le tableau 3.5 et la figure 3.5 rapportent le même type de résultats que ceux du tableau 3.4 et de la figure 3.4, mais pour la coordonnée en ordonnée y .

Il est alors aisé de remarquer que les valeurs des moyennes et écarts-types sont plus élevées en ordonnée y qu'en abscisse x . Les écarts-types moyens sont en effet toujours supérieurs à 3 mm et atteignent même fréquemment des valeurs supérieures à 6 mm pour le groupe lombaire gauche sur la vue latérale. Aucune tendance quant à la diminution des différences des coordonnées y entre les méthodes raffinée et rapide en fonction du nombre de points identifiés ou du modèle moyen utilisé n'apparaît clairement. Il semble

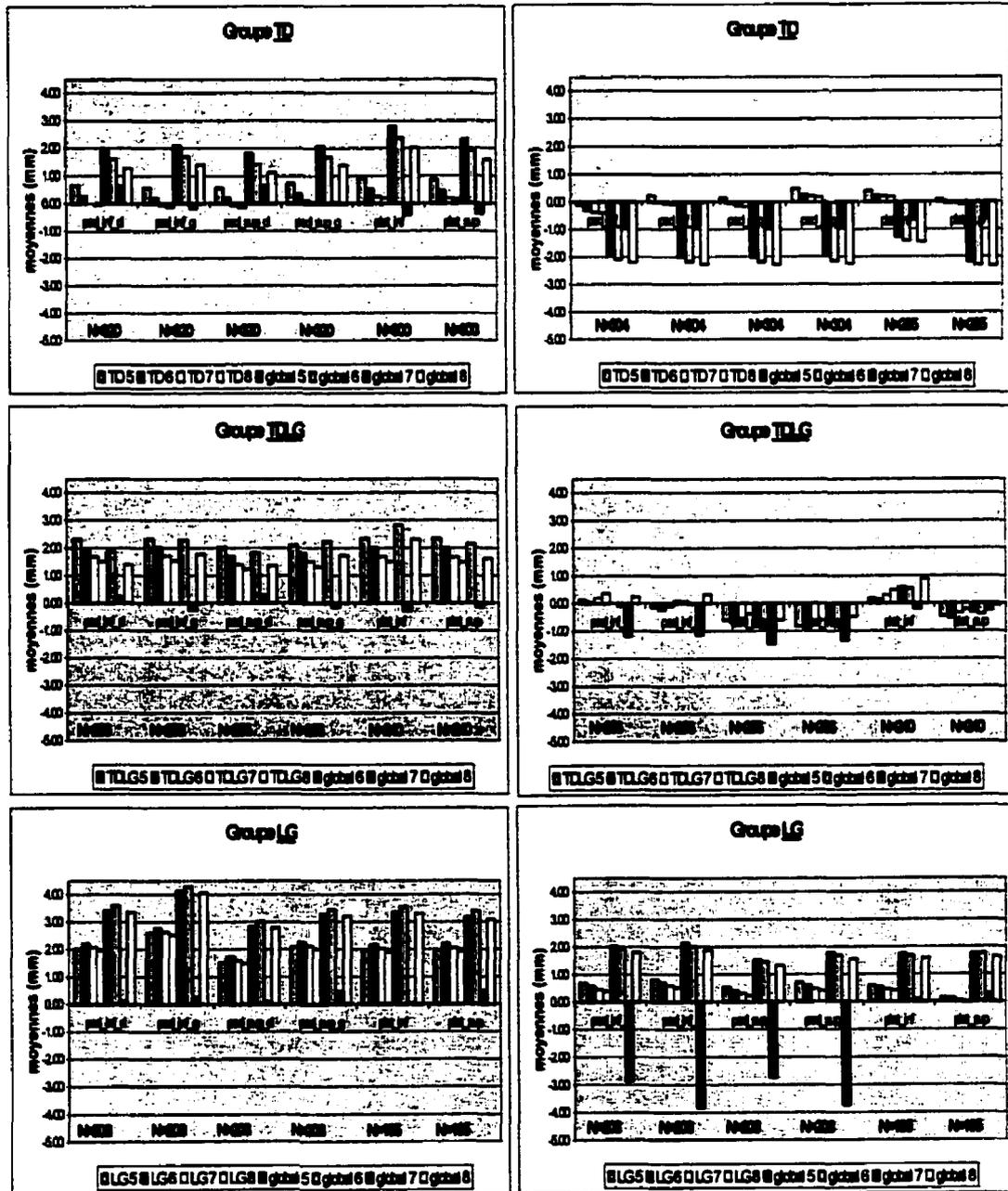
néanmoins que les estimations des centres des plateaux offrent encore ici moins de différences que celles des pédicules.

Tableau 3.5 : Moyennes (moy) et écarts-types (e-t) en mm, sur la colonne et sur les patients, des différences de coordonnées y des six repères anatomiques entre les méthodes raffinée et rapide, avec 5, 6, 7 ou 8 points et les deux modèles moyens spécifique et global, pour les vues frontale et latérale et pour les trois types de courbe TD, TDLG et LG

vue	type de courbe	point	N	modèle spécifique								modèle global							
				5 points		6 points		7 points		8 points		5 points		6 points		7 points		8 points	
				moy	e-t	moy	e-t	moy	e-t	moy	e-t	moy	e-t	moy	e-t	moy	e-t	moy	e-t
frontale	TD	sup inf g	18220	0.6	3.8	0.3	3.8	0.0	3.8	-0.1	3.8	2.0	3.8	1.6	3.8	1.3	3.8	1.3	3.8
		sup inf a	18220	0.6	4.0	0.2	3.8	-0.1	3.8	-0.1	3.8	2.1	4.0	1.7	3.8	1.5	3.8	1.4	3.7
		sup ap g	18220	0.6	3.5	0.2	3.5	-0.1	3.4	-0.1	3.4	1.8	3.5	1.4	3.4	1.2	3.4	1.1	3.4
		sup ap a	18220	0.7	3.6	0.3	3.4	0.1	3.3	0.0	3.3	2.1	3.5	1.7	3.3	1.4	3.3	1.4	3.3
		sup inf	18220	0.9	3.4	0.5	3.4	0.2	3.4	0.2	3.4	2.6	3.4	2.4	3.3	2.1	3.4	2.0	3.3
		plateau	18220	0.9	3.4	0.5	3.4	0.2	3.4	0.2	3.4	2.3	3.4	1.9	3.3	1.6	3.4	1.6	3.4
	TDLG	sup inf g	18220	0.6	3.8	0.2	3.7	0.0	3.6	-0.1	3.6	2.0	3.8	1.6	3.7	1.4	3.7	1.3	3.6
		sup inf a	18220	1.0	3.5	0.5	3.5	0.2	3.5	0.2	3.5	2.7	3.5	2.2	3.4	1.9	3.4	1.9	3.5
		sup ap g	18220	2.3	4.9	2.0	5.0	1.7	4.9	1.5	4.9	2.2	4.9	1.9	4.9	1.6	4.8	1.4	4.8
		sup ap a	18220	2.3	5.0	2.0	4.9	1.7	4.9	1.5	4.9	2.6	4.9	2.3	4.9	2.0	4.8	1.8	4.8
		sup inf	18220	2.0	4.7	1.7	4.7	1.4	4.5	1.2	4.6	2.2	4.6	1.8	4.6	1.5	4.5	1.3	4.5
		plateau	18220	2.1	4.6	1.8	4.6	1.5	4.5	1.3	4.6	2.5	4.6	2.2	4.6	1.9	4.5	1.7	4.5
latérale	TD	sup inf g	18220	2.3	3.9	2.0	3.9	1.7	4.0	1.5	4.0	3.2	3.9	2.8	3.9	2.5	3.9	2.3	4.0
		sup inf a	18220	2.3	3.7	2.0	3.8	1.7	3.6	1.5	3.8	2.5	3.7	2.1	3.8	1.8	3.8	1.6	3.8
		sup ap g	18220	2.2	4.9	1.9	4.8	1.6	4.8	1.4	4.8	2.4	4.8	2.1	4.8	1.7	4.7	1.6	4.7
		sup ap a	18220	2.5	4.0	2.1	4.0	1.8	4.1	1.6	4.1	3.0	4.0	2.6	4.0	2.3	4.0	2.1	4.1
		sup inf	18220	2.0	6.8	2.2	6.8	2.1	6.5	2.0	6.5	3.4	6.8	3.6	6.4	3.5	6.3	3.4	6.4
		plateau	18220	2.6	6.9	2.8	6.8	2.6	6.7	2.5	6.8	4.1	6.7	4.3	6.6	4.2	6.5	4.0	6.5
	TDLG	sup inf g	18220	1.5	6.1	1.7	6.1	1.6	6.0	1.5	6.0	2.8	6.0	3.0	6.0	2.9	5.9	2.8	5.9
		sup inf a	18220	2.1	6.3	2.3	6.3	2.1	6.1	2.0	6.1	3.3	6.2	3.4	6.2	3.3	6.0	3.2	6.0
		sup ap g	18220	2.0	6.7	2.2	6.6	2.0	6.5	1.9	6.4	3.4	6.6	3.6	6.5	3.4	6.4	3.3	6.3
		sup ap a	18220	2.0	6.6	2.2	6.7	2.0	6.6	1.9	6.6	3.2	6.6	3.4	6.6	3.2	6.5	3.1	6.5
		sup inf	18220	2.1	6.5	2.2	6.5	2.1	6.4	2.0	6.4	3.4	6.4	3.6	6.4	3.5	6.3	3.4	6.3
		plateau	18220	2.0	6.9	2.3	6.8	2.2	6.8	2.1	6.7	3.4	6.8	3.6	6.7	3.5	6.7	3.4	6.6
frontale	TD	sup inf g	18218	-0.1	4.9	-0.3	5.0	-0.4	4.7	-0.4	4.8	-1.9	5.0	-2.1	5.1	-2.1	4.6	-2.2	4.7
		sup inf a	18218	0.2	4.9	0.0	4.7	-0.1	4.6	-0.1	4.5	-2.0	5.0	-2.2	4.8	-2.2	4.7	-2.3	4.6
		sup ap g	18218	0.2	4.7	-0.1	4.7	-0.1	4.4	-0.2	4.4	-2.0	4.8	-2.2	4.8	-2.2	4.5	-2.3	4.4
		sup ap a	18218	0.5	4.8	0.3	4.7	0.2	4.6	0.2	4.6	-2.0	4.8	-2.1	4.7	-2.2	4.6	-2.2	4.5
		sup inf	18218	0.4	4.4	0.2	4.2	0.2	4.1	0.2	4.0	-1.3	4.5	-1.4	4.4	-1.4	4.2	-1.4	4.1
		plateau	18218	0.1	4.2	0.0	4.1	0.0	4.1	-0.1	3.9	-2.2	4.4	-2.3	4.2	-2.3	4.2	-2.3	4.0
	TDLG	sup inf g	18218	0.2	4.9	0.0	4.8	-0.1	4.6	-0.1	4.6	-2.0	5.1	-2.2	5.1	-2.2	4.9	-2.2	4.8
		sup inf a	18218	0.3	4.4	0.2	4.3	0.1	4.2	0.1	4.1	-1.7	4.6	-1.9	4.4	-1.9	4.4	-1.9	4.2
		sup ap g	18218	0.1	4.7	0.1	4.6	0.2	4.3	0.4	4.4	0.0	4.4	-0.1	4.4	0.1	4.1	0.2	4.1
		sup ap a	18218	-0.1	4.9	-0.2	4.8	-0.1	4.5	0.1	4.3	0.1	4.7	0.0	4.7	0.1	4.3	0.3	4.1
		sup inf	18218	-0.6	4.6	-0.7	4.5	-0.5	4.3	-0.4	4.2	-0.8	4.4	-0.9	4.3	-0.8	4.0	-0.6	3.9
		plateau	18218	-0.8	4.8	-0.9	4.9	-0.8	4.4	-0.6	4.2	-0.7	4.5	-0.8	4.6	-0.6	4.2	-0.5	3.9
latérale	TD	sup inf g	18218	0.2	4.0	0.1	4.0	0.3	3.7	0.5	3.4	0.6	3.8	0.5	3.8	0.7	3.5	0.9	3.2
		sup inf a	18218	-0.5	4.1	-0.5	4.1	-0.3	3.8	-0.2	3.6	-0.3	3.9	-0.4	3.8	-0.2	3.5	-0.1	3.3
		sup ap g	18218	-0.4	4.8	-0.4	4.8	-0.3	4.5	-0.1	4.4	-0.4	4.8	-0.5	4.6	-0.3	4.5	-0.1	4.4
		sup ap a	18218	0.0	4.2	-0.1	4.1	0.1	3.8	0.2	3.8	0.3	4.0	0.2	3.9	0.4	3.6	0.5	3.4
		sup inf	18218	0.7	4.3	0.6	4.3	0.4	4.2	0.4	4.1	2.0	5.2	1.9	5.0	1.9	4.8	1.8	4.8
		plateau	18218	0.8	4.5	0.7	4.4	0.6	4.2	0.5	4.1	2.2	5.1	2.0	5.1	1.9	4.8	1.8	4.7
	TDLG	sup inf g	18218	0.5	4.6	0.4	4.3	0.3	4.1	0.2	4.1	1.5	5.0	1.5	4.7	1.4	4.5	1.3	4.5
		sup inf a	18218	0.7	4.3	0.6	4.3	0.5	4.0	0.4	4.1	1.8	4.7	1.7	4.7	1.6	4.4	1.6	4.4
		sup ap g	18218	0.6	3.9	0.5	3.7	0.4	3.4	0.4	3.5	1.8	4.0	1.7	3.9	1.6	3.7	1.6	3.7
		sup ap a	18218	0.1	4.4	0.1	4.1	0.0	3.9	0.0	3.9	1.8	4.4	1.8	4.2	1.7	4.0	1.6	4.0
		sup inf	18218	0.7	4.5	0.6	4.4	0.5	4.2	0.4	4.2	1.9	5.3	1.8	5.2	1.7	4.9	1.6	4.9
		plateau	18218	0.6	4.3	0.5	4.0	0.4	3.8	0.3	3.8	2.0	4.4	1.9	4.1	1.9	3.9	1.8	4.0

Moyennes des différences des
coordonnées y frontales

Moyennes des différences des
coordonnées y latérales



(a)

(b)

Figure 3.5 : Moyennes en mm des différences sur les coordonnées y entre les méthodes raffinée et rapide pour les trois types de courbes selon le modèle moyen choisi et le nombre de points identifiés sur les vues frontale (a) et latérale (b)

À la lumière de ces premiers résultats, il paraît indéniable qu'une simple comparaison qualitative des moyennes et écarts-types en x et en y séparément ne peut suffire à choisir un nombre de points à identifier sur la colonne et un modèle moyen adéquat pour estimer les coordonnées des six repères anatomiques par vertèbre grâce à la méthode rapide. C'est pourquoi on a recours à la différence RMS (équation 19), représentative de la distance en 2D des repères anatomiques fournis par les techniques raffinée et rapide. Les moyennes et écarts-types des différences RMS en mm, regroupant les plateaux d'une part et les pédicules d'autre part, sont listés dans le tableau 3.6.

Les données grisées des quatre dernières colonnes indiquent les cas pour lesquels la méthode rapide utilisant un modèle moyen global fournit des valeurs RMS plus proches de celles obtenues avec la méthode raffinée qu'en employant un modèle moyen spécifique.

De plus, les moyennes et écarts-types de ces valeurs RMS sont détaillés pour chaque type de courbe dans l'annexe 5, en différenciant les niveaux vertébraux et en regroupant les pédicules d'une part et les plateaux d'autre part.

Tableau 3.6 : Moyennes (moy) et écart-types (e-t) en mm des différences RMS pour chaque type de courbe TD, TDLG et LG en fonction du modèle moyen choisi et du nombre de points identifiés sur les vues frontale et latérale pour l'estimation des repères anatomiques par la méthode rapide

vue	groupe	point	N	modèle spécifique (spéc)								modèle global (glob)								différences des valeurs absolues des moyennes			
				5 points		6 points		7 points		8 points		5 points		6 points		7 points		8 points		apic 5 - glob 5	apic 6 - glob 6	apic 7 - glob 7	apic 8 - glob 8
				moy	e-t	moy	e-t	moy	e-t	moy	e-t	moy	e-t	moy	e-t	moy	e-t	moy	e-t				
frontale	TD	plateaux	800	3.5	2.5	3.0	2.2	3.0	2.3	2.9	2.3	4.6	3.2	3.8	2.7	3.6	2.8	3.4	2.7	-1.1	-0.7	-0.8	-0.5
		pédicules	1280	4.1	2.4	3.9	2.3	3.9	2.5	3.9	2.4	5.1	2.9	4.4	2.6	4.3	2.5	4.2	2.5	-1.0	-0.4	-0.5	-0.3
	TDLG	plateaux	480	3.8	3.2	3.7	3.0	3.6	3.0	3.5	3.0	4.4	3.3	4.1	3.1	3.9	2.9	3.8	3.0	-0.6	-0.2	-0.4	-0.1
		pédicules	1024	4.8	3.7	4.7	3.7	4.6	3.6	4.6	3.5	5.2	3.6	4.9	3.5	4.8	4.0	4.7	3.4	-0.4	0.0	-0.2	0.1
	LG	plateaux	390	5.4	3.8	5.1	4.0	5.1	3.9	5.0	4.0	5.8	4.3	5.4	4.4	5.5	4.3	5.3	4.4	-0.3	-0.5	-0.3	-0.4
		pédicules	832	6.0	4.4	6.1	4.4	6.1	4.4	6.1	4.5	6.2	4.8	6.3	4.8	6.3	4.8	6.3	4.9	-0.2	-0.4	-0.2	-0.4
latérale	TD	plateaux	570	4.3	3.3	3.8	2.8	3.6	2.8	3.4	2.8	5.5	4.1	4.8	3.5	4.5	3.5	4.2	3.4	-1.2	-0.7	-0.9	-0.7
		pédicules	1216	5.4	3.6	5.2	3.0	4.9	2.9	4.8	2.9	6.5	4.5	6.1	3.9	5.8	3.9	5.7	3.6	-1.1	-0.9	-0.9	-0.9
	TDLG	plateaux	480	4.3	3.3	3.7	2.9	3.4	2.7	3.1	2.4	4.6	3.5	3.8	2.9	3.4	2.5	3.2	2.3	-0.3	-0.2	-0.1	0.0
		pédicules	1024	6.0	3.7	5.6	3.2	5.4	3.1	5.2	3.0	6.2	3.9	5.7	3.4	5.3	3.1	5.2	3.0	-0.2	-0.2	0.0	-0.2
	LG	plateaux	390	4.6	3.4	3.9	2.8	3.5	2.6	3.4	2.5	5.1	3.5	4.4	2.8	3.9	2.7	3.8	2.7	-0.4	-0.1	-0.5	0.0
		pédicules	832	5.6	3.8	5.1	3.2	4.7	2.8	4.6	2.7	6.1	4.9	7.8	4.3	7.3	3.9	7.1	3.9	-2.5	-1.1	-2.7	-1.1

D'autre part, le test statique ANOVA à deux facteurs modèle moyen et nombre de points et à mesures répétées sur ces deux facteurs, ainsi que des comparaisons « post-hoc » deux à deux permettent de déterminer si des différences significatives existent entre les huit combinaisons. Le tableau 3.7 résume alors les conclusions de ces analyses. Les résultats détaillés de ces tests ainsi que la procédure suivie pour en extraire les modèles moyens et les nombres de points adéquats à identifier pour les pédicules et les plateaux de chaque groupe de patients sur les deux vues sont rapportés à l'annexe 5. Ainsi il apparaît, grâce au tableau 3.6, que la méthode rapide utilisant un modèle spécifique aboutit en moyenne à des coordonnées de repères anatomiques plus proches de celles fournies par la méthode raffinée, au sens de la distance RMS, qu'avec le modèle global. Ce constat est vérifié

pour tous les groupes de patients et tous les repères anatomiques, autant pour les vues frontales que latérales. Le tableau 3.6 et le tableau 3.7 indiquent d'autre part que les moyennes et écarts-types diminuent lorsque le nombre de points identifiés sur les radiographies augmente pour tous les cas de la vue sagittale, mais cette remarque n'est pas vérifiée pour le plan frontal.

Tableau 3.7 : Modèles moyens et nombre de points adéquats déterminés pour chaque type de courbe pour les vues frontale et latérale

(N : nombre d'observations ; S : différence significative ; NS : différence non-significative avec $p \leq 0,01$)

vue	type de courbe	point	N	différence entre les modèles global et spécifique (modèle moyen choisi)	différence entre les nombres de points						modèle et nombre de points choisis
					5-6	5-7	5-8	6-7	6-8	7-8	
frontale	TD	plateaux	600	S (spécifique)	S	S	S	NS	NS	NS	TD 6 points
		pédicules	1280	S (spécifique)	S	S	S	NS	NS	NS	
	TDLG	plateaux	480	S (spécifique)	NS	NS	S	NS	NS	NS	TDLG 8 points
		pédicules	1024	S (spécifique)	NS	S	NS	S	NS	NS	
	LG	plateaux	390	S (spécifique)	S	NS	NS	NS	NS	NS	LG 6 points
		pédicules	832	S (spécifique)	NS	NS	NS	NS	NS	NS	
latérale	TD	plateaux	570	S (spécifique)	S	S	S	S	S	NS	TD 7 points
		pédicules	1216	S (spécifique)	S	S	S	S	S	NS	
	TDLG	plateaux	480	S (pour 5 points) (spécifique); NS (pour 6-7-8 points)	S	S	S	S	S	NS	global ou TDLG 7 points
		pédicules	1024	S (pour 5 points) (spécifique); NS (pour 6-7-8 points)	S	S	S	S	S	NS	
	LG	plateaux	390	S (spécifique)	S	S	S	S	S	NS	LG 7 points
		pédicules	832	S (spécifique)	S	S	S	S	S	NS	

La dernière colonne du tableau 3.7 fournit le modèle moyen et le nombre de points adéquats à choisir pour que les coordonnées 2D des repères anatomiques obtenues par la méthode rapide se rapprochent le plus possible de celles acquises par la méthode raffinée. La combinaison finale choisie pour un groupe et une vue est par conséquent celle qui nécessite le nombre de points à identifier minimal et le modèle moyen le plus aisé à générer : le modèle moyen global, s'il est statistiquement équivalent au modèle moyen spécifique, sera alors choisi. C'est le cas de la vue latérale des courbes TDLG, pour laquelle les résultats rapportés en utilisant le modèle moyen global ne sont pas significativement différents des résultats acquis grâce au modèle moyen latéral spécifique au type de courbe TDLG. Néanmoins, pour les autres types de courbe de la vue latérale, le modèle moyen spécifique est calculé et utilisé pour estimer les coordonnées latérales des six repères anatomiques par vertèbre ; le modèle moyen latéral spécifique au groupe TDLG a donc déjà été construit, son utilisation n'entraîne par conséquent aucun « coût » supplémentaire. Les deux modèles n'étant pas significativement différents, le modèle latéral spécifique au type de courbe TDLG est donc celui qui est finalement choisi.

Aussi pour la vue frontale, les combinaisons adéquates déterminées sont :

- le modèle spécifique TD avec 6 points pour la courbe thoracique droite ;
- le modèle spécifique TDLG avec 8 points pour la courbe thoracique droite lombaire gauche ;

- le modèle spécifique LG avec 6 points pour la courbe lombaire gauche.

Les combinaisons adéquates de la vue latérale utilisent 7 points quelque soit le groupe d'appartenance de la scoliose du patient en cours de traitement ; pour les simples courbures thoraciques droites et lombaires gauches, le modèle moyen spécifique est nécessaire, alors que pour la double courbure thoracique droite lombaire gauche, le modèle moyen global est suffisant. Toutefois, d'après les considérations détaillées ci-dessus, le modèle moyen spécifique est choisi pour tous les types de courbe en vue latérale.

Il est toutefois à noter que les combinaisons déterminées et répertoriées dans la dernière colonne du tableau 3.7 sont les moins « coûteuses », en terme de nombre de points à identifier et de génération du modèle moyen ; cependant, les alternatives utilisant un nombre de points supérieurs ou le modèle spécifique à la place du modèle global donnent des résultats équivalents.

Le tableau 3.8 résume, pour chacun des trois types de scoliose étudiés, les moyennes et écarts-types en mm, sur la totalité des vertèbres, des différences RMS relatives à chaque repère anatomique sur la vue frontale pour les combinaisons choisies au tableau 3.7. De plus sont également fournis les moyennes et écarts-types des valeurs RMS obtenues sur l'ensemble des quatre pédicules d'une part et des deux plateaux d'autre part, toutes les vertèbres et tous les patients d'un groupe confondus. Enfin, les trois dernières colonnes du tableau 3.8 rapportent les moyennes et écarts-types, tout type de courbe confondu.

Tableau 3.8 : Moyennes (moy) et écarts-types (e-t) en mm des différences RMS pour chaque repère anatomique estimé par la méthode rapide utilisant le modèle spécifique et 6, 8 et 6 points identifiés le long de la colonne sur la vue frontale pour les trois types de courbe scoliotique TD, TDLG et LG respectivement

points	TD			TDLG			LG			tout type confondu		
	N=nb vertèbres*nb patients	moy (mm)	e-t (mm)	N=nb vertèbres*nb patients	moy (mm)	e-t (mm)	N=nb vertèbres*nb patients	moy (mm)	e-t (mm)	nombre total	moy (mm)	e-t (mm)
pédicule inférieur droit	16*20=320	4.0	2.4	16*16=256	4.7	3.5	16*13=208	6.0	4.6	784	4.8	3.4
pédicule inférieur gauche	16*20=320	4.0	2.5	16*16=256	4.9	3.7	16*13=208	6.6	4.6	784	5.0	3.4
pédicule supérieur droit	16*20=320	3.8	2.1	16*16=256	4.4	3.4	16*13=208	5.6	4.0	784	4.5	3.0
pédicule supérieur gauche	16*20=320	3.7	2.2	16*16=256	4.5	3.5	16*13=208	6.1	4.1	784	4.6	3.1
total sur les pédicules	16*20*4=1280	3.9	2.3	16*16*4=1024	4.6	3.5	16*13*4=832	6.1	4.4	3136	4.7	3.3
plateau inférieur	15*20=300	3.0	2.2	15*16=240	3.6	3.0	15*13=195	5.0	4.1	735	3.7	3.0
plateau supérieur	15*20=300	3.0	2.1	15*16=240	3.4	3.0	15*13=195	5.1	4.0	735	3.7	2.9
total sur les plateaux	15*20*2=600	3.0	2.2	15*16*2=480	3.5	3.0	15*13*2=390	5.1	4.0	1470	3.7	2.9

Le tableau 3.9 met en exergue le même type de résultats concernant les valeurs RMS que le tableau 3.8 mais rapportés à la vue latérale.

Tableau 3.9 : Moyennes (moy) et écarts-types (e-t) en mm des différences RMS pour chaque repère anatomique estimé par la méthode rapide utilisant le modèle spécifique et 6, 8 et 6 points identifiés le long de la colonne sur la vue latérale pour les trois types de courbe scoliotique TD, TDLG et LG respectivement

points	TD			TDLG			LG			tout type confondu		
	N=nb vertèbres*nb patients	moy (mm)	e-t (mm)	N=nb vertèbres*nb patients	moy (mm)	e-t (mm)	N=nb vertèbres*nb patients	moy (mm)	e-t (mm)	nombre total	moy (mm)	e-t (mm)
pédicule inférieur droit	16*19=304	5.0	2.9	16*16=256	5.3	3.2	16*13=208	4.6	2.6	768	5.0	2.9
pédicule inférieur gauche	16*19=304	4.8	3.0	16*16=256	5.1	3.1	16*13=208	4.8	3.0	768	4.9	3.0
pédicule supérieur droit	16*19=304	4.9	2.9	16*16=256	5.5	3.1	16*13=208	4.6	2.5	768	5.0	2.8
pédicule supérieur gauche	16*19=304	5.0	3.0	16*16=256	5.5	3.0	16*13=208	4.8	3.0	768	5.1	3.0
total sur les pédicules	16*19*4=1216	4.9	2.9	16*16*4=1024	5.4	3.1	16*13*4=832	4.7	2.8	3072	<u>5.0</u>	<u>2.9</u>
plateau inférieur	15*19=285	3.6	2.9	15*16=240	3.4	2.6	15*13=195	3.3	2.5	720	3.4	2.7
plateau supérieur	15*19=285	3.5	2.7	15*16=240	3.4	2.7	15*13=195	3.7	2.6	720	3.5	2.7
total sur les plateaux	15*19*2=570	3.6	2.8	15*16*2=480	3.4	2.7	15*13*2=390	3.5	2.6	1440	<u>3.5</u>	<u>2.7</u>

Ainsi ces deux tableaux indiquent que les différences sur les vues frontale et latérale sont du même ordre. Les valeurs RMS évaluées sur les pédicules sont légèrement supérieures à celles relatives aux centres des plateaux vertébraux quelques soient la catégorie et le plan radiographique considérés. Pour la vue frontale, le type de courbe LG offre des différences pédiculaires sensiblement plus élevées que les autres catégories. Toutefois, sur la vue latérale, le groupe TDLG présente des valeurs RMS pédiculaires légèrement supérieures à celles obtenues pour les autres types de courbe. Concernant les centres des

plateaux, les différences RMS rapportées pour la vue latérale semblent assez similaires pour toutes les catégories. Cependant, les valeurs relatives aux plateaux pour le type de courbe LG sur la vue frontale sont légèrement plus élevées que celles acquises pour les catégories TDLG puis TD. Les différences RMS pour la vue frontale tout type de scoliose confondu atteignent par conséquent $3,7 \pm 2,9$ mm pour les plateaux et $4,7 \pm 3,3$ mm pour les pédicules ; pour le plan latéral, ces valeurs sont respectivement $3,5 \pm 2,7$ mm et $5,0 \pm 2,9$ mm.

3.2.2 Effet d'erreurs d'identification sur les points identifiés

Cette section traite de la sensibilité de la méthode rapide aux erreurs d'identification des points le long de la colonne vertébrale sur la radiographie. Pour cela, des erreurs d'écart-type de 2,0 mm sont générées 50 fois sur les coordonnées des points identifiés sur les 20, 16 et 13 radiographies frontales des patients atteints d'une scoliose thoracique droite, thoracique droite lombaire gauche et lombaire gauche respectivement. Les coordonnées des six repères anatomiques par vertèbre sont ensuite estimées par la méthode rapide utilisant le modèle moyen spécifique au groupe et 6, 8 et 6 points respectivement dans la vue frontale, tel que déterminé dans la section 3.2.1 des résultats. Les différences RMS par rapport à la méthode raffinée sont calculées et moyennées. Le même processus est répété pour les 19, 16 et 13 radiographies latérales des mêmes patients atteints d'une scoliose thoracique droite, thoracique droite lombaire gauche et lombaire gauche respectivement. La combinaison modèle moyen - nombre de points identifiés servant aux estimations des coordonnées des six repères anatomiques est alors le modèle spécifique

pourvu de 7 points le long de la colonne. Le tableau 3.10 résume, pour chacun des trois types de scoliose étudiés, les moyennes et écarts-types en mm, sur la totalité des vertèbres, des différences RMS relatives à chaque repère anatomique après simulation d'erreurs aléatoires d'identification des points sur la vue frontale. Ce tableau fournit également la moyenne et l'écart-type des valeurs RMS obtenues sur l'ensemble des quatre pédicules d'une part et des deux plateaux d'autre part sur toutes les vertèbres, tous les patients d'un groupe et toutes les simulations. Enfin, les trois dernières colonnes du tableau 3.10 font état des moyennes et écarts-types des mêmes différences RMS tout type de scoliose confondu.

Tableau 3.10 : Moyennes (moy) et écarts-types (e-t) en mm des différences RMS pour chaque repère anatomique estimé par la méthode rapide après simulation d'erreurs d'identification des points sur la vue frontale pour les trois types de courbe scoliothique TD, TDLG et LG

points	TD			TDLG			LG			tout type confondu		
	N°simulations* vertèbres* patients	moy (mm)	e-t (mm)	N°simulations* vertèbres* patients	moy (mm)	e-t (mm)	N°simulations* vertèbres* patients	moy (mm)	e-t (mm)	nombre total	moy (mm)	e-t (mm)
pédicule inférieur droit	50*16*20=16000	7.8	4.0	50*16*16=12800	5.4	3.4	50*16*13=10400	6.5	4.2	39200	6.6	3.8
pédicule inférieur gauche	50*16*20=16000	7.3	4.1	50*16*16=12800	5.5	3.5	50*16*13=10400	7.1	4.4	39200	6.6	4.0
pédicule supérieur droit	50*16*20=16000	7.1	3.6	50*16*16=12800	5.1	3.3	50*16*13=10400	6.1	3.7	39200	6.2	3.5
pédicule supérieur gauche	50*16*20=16000	6.7	3.6	50*16*16=12800	5.2	3.3	50*16*13=10400	6.5	4.0	39200	6.2	3.6
total sur les pédicules	50*16*20*4=64000	7.2	3.8	50*16*16*4=51200	5.3	3.4	50*16*13*4=41600	6.6	4.1	156800	6.4	3.7
plateau inférieur	50*15*20=15000	4.5	2.7	50*15*16=12000	4.4	2.9	50*15*13=9750	5.6	3.7	36750	5.1	3.2
plateau supérieur	50*15*20=15000	4.2	2.5	50*15*16=12000	4.2	2.8	50*15*13=9750	5.7	3.7	36750	4.9	3.1
total sur les plateaux	50*15*20*2=30000	4.4	2.6	50*15*16*2=24000	4.3	2.9	50*15*13*2=19500	5.7	3.7	73500	5.0	3.2

Le tableau 3.11 procure le même type de résultats que le tableau 3.10 mais rapportés à la vue latérale. De plus, l'annexe 6 présente, pour les trois types de scoliose étudiés ainsi que pour les vues frontale et latérale, les moyennes et écarts-types des différences RMS pour chacune des vertèbres en regroupant les pédicules d'une part et les plateaux de l'autre.

Tableau 3.11 : Moyennes (moy) et écarts-types (e-t) en mm des différences RMS pour chaque repère anatomique estimé par la méthode rapide après simulation d'erreurs d'identification des points sur la vue latérale pour les trois types de courbe scoliose TD, TDLG et LG

points	- TD			- TDLG			LG			tout type confondu		
	N-simulations* vertèbres* patients	moy (mm)	e-t (mm)	N-simulations* vertèbres* patients	moy (mm)	e-t (mm)	N-simulations* vertèbres* patients	moy (mm)	e-t (mm)	nombre total	moy (mm)	e-t (mm)
pédicule inférieur	50*16*19=15200	5.5	2.9	50*16*16=12800	5.9	3.0	50*16*13=10400	5.2	2.7	38400	5.5	2.9
pédicule inférieur gauche	50*16*19=15200	5.3	3.0	50*16*16=12800	5.7	3.2	50*16*13=10400	5.4	3.0	38400	5.4	3.1
pédicule supérieur droit	50*16*19=15200	5.4	2.9	50*16*16=12800	6.0	3.1	50*16*13=10400	5.2	2.8	38400	5.6	2.9
pédicule supérieur gauche	50*16*19=15200	5.5	3.0	50*16*16=12800	5.9	3.1	50*16*13=10400	5.4	2.8	38400	5.6	3.0
total sur les pédicules	50*16*19*4=60800	5.4	3.0	50*16*16*4=61200	5.9	3.1	50*16*13*4=41600	5.3	2.8	153600	5.5	3.0
plateau inférieur	50*15*19=14250	4.3	2.7	50*15*16=12000	4.2	2.6	50*15*13=9750	4.1	2.4	36000	4.5	2.8
plateau supérieur	50*15*19=14250	4.3	2.6	50*15*16=12000	4.2	2.6	50*15*13=9750	4.4	2.5	36000	4.6	2.8
total sur les plateaux	50*15*19*2=28500	4.3	2.7	50*15*16*2=24000	4.2	2.6	50*15*13*2=19500	4.3	2.5	72000	4.5	2.8

Ainsi il est possible de remarquer que, d'une manière générale, l'effet des erreurs d'identification des points semble légèrement supérieur dans la vue frontale que dans la

vue latérale. De plus, certaines tendances observées à la section 3.2.1 sont conservées : l'estimation des pédicules par la méthode rapide occasionne des différences RMS par rapport à la méthode raffinée plus élevées que pour les plateaux, avec des écarts-types légèrement supérieurs, et ce quelques soient le type de courbe et le plan radiographique considérés. Cependant, pour la vue frontale, contrairement aux résultats acquis lors du choix du modèle moyen et du nombre de points à identifier (section 3.2.1), le groupe TDLG offre des estimations des coordonnées des pédicules plus proches de celles fournies par la méthode raffinée ($5,3 \pm 3,4$ mm) que les groupes LG ($6,6 \pm 4,1$ mm) dans un premier temps et TD ensuite ($7,2 \pm 3,8$ mm). Pour les plateaux sur la vue frontale, les valeurs moyennes RMS sont équivalentes pour les types de courbe TD et TDLG ($4,4 \pm 2,6$ mm et $4,3 \pm 2,9$ mm), et sont légèrement inférieures à celles propres à la catégorie LG ($5,7 \pm 3,7$ mm). Sur les radiographies latérales, les différences RMS concernant les pédicules d'une part et les plateaux d'autre part sont assez similaires pour les trois catégories de scoliose.

En faisant la différence entre les moyennes et écarts-types obtenus par simulation d'erreurs aléatoires sur l'identification des points le long de la colonne et ceux calculés lors du choix du modèle moyen et du nombre de points adéquat dans la section 3.2.1 (tableau 3.8 et tableau 3.9), il est possible, en regroupant tous les types de courbe scoliothique, d'affirmer qu'une erreur d'identification de l'ordre de 2,0 mm entraîne une différence moyenne de valeurs RMS pour les plateaux de 1,3 mm sur la vue frontale et 1,1 mm sur la vue latérale et pour les pédicules de 1,7 mm et 0,5 mm respectivement.

3.2.3 Évaluation des indices cliniques et des coordonnées 3D des repères anatomiques

Le troisième volet de l'évaluation de la méthode rapide concerne la comparaison entre les reconstructions 3D obtenues par l'algorithme DLT à partir des coordonnées 2D des six repères anatomiques par vertèbre, d'une part estimées par la méthode rapide sur les vues frontale et latérale et d'autre part fournies par la méthode raffinée. Les 19, 16 et 13 patients dotés d'une courbe thoracique droite, thoracique droite lombaire gauche et lombaire gauche respectivement sont reconstruits en trois dimensions par la méthode rapide en utilisant les combinaisons modèle moyen - nombre de points identifiés sur les radiographies déterminées à la section 3.2.1, à savoir le modèle moyen spécifique avec 6, 8 et 6 points respectivement pour la vue frontale et le modèle moyen spécifique avec identification de 7 points sur la vue latérale.

La figure 3.6 illustre un exemple de reconstructions 3D obtenues par les méthodes raffinée et rapide pour un patient typique appartenant au groupe thoracique droite, présentant de faibles différences RMS. Les coordonnées 3D des six repères anatomiques par vertèbre sont ici projetées sur les vues frontale, apicale et latérale pour chacune des techniques de reconstruction. Le même type de représentations est fourni dans l'annexe 7 pour de patients offrant de différences RMS 3D moyennes et fortes.

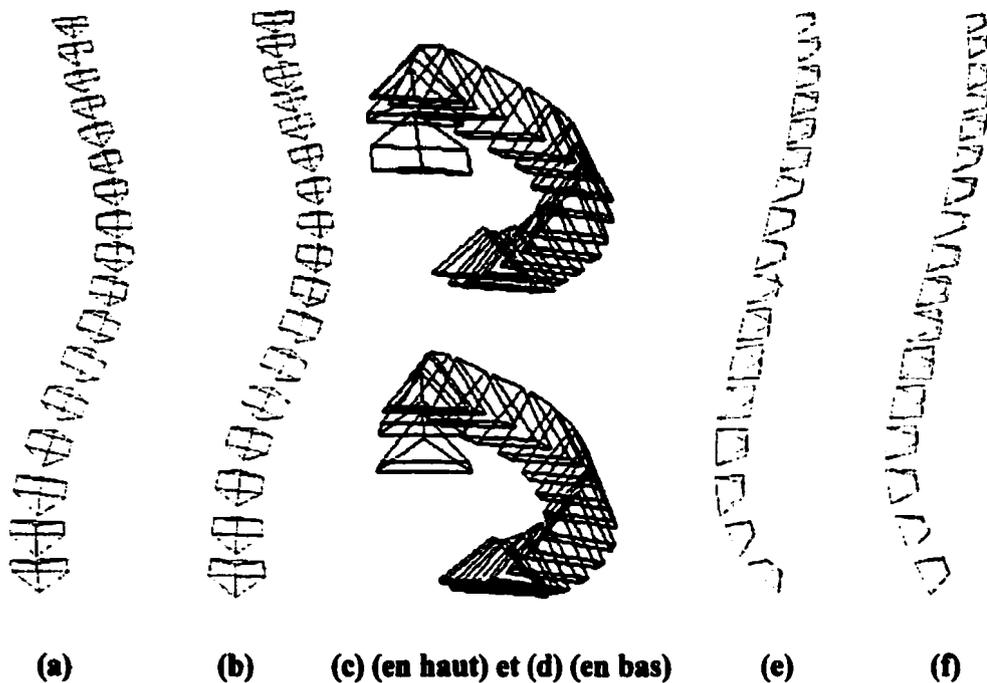


Figure 3.6 : Représentations des projections sur les vues frontale, apicale et latérale de reconstructions 3D obtenues par les méthodes raffinée ((a), (c) et (e) respectivement) et rapide ((b), (d) et (f) respectivement)

Il est ainsi possible de remarquer que les projections frontales des reconstructions fournies par les deux méthodes sont très similaires. Il est de même pour la projection latérale, malgré une légère diminution de la lordose sur la projection issue de la méthode rapide par rapport à celle résultant de la méthode raffinée, essentiellement due à une différence de coordonnées de la vertèbre L5.

En outre, le tableau 3.12 fournit les moyennes et écarts-types des valeurs RMS pour chaque groupe TD, TDLG et LG, calculés sur tous les patients de la catégorie, sur toutes les vertèbres pour chacun des six repères anatomiques. De plus, des moyennes et écarts-types sur les pédicules d'une part et les plateaux d'autre part, sur toutes les vertèbres de

tous les patients pour chaque groupe sont fournis. Enfin, des moyennes et écarts-types comprenant les trois types de courbe scoliothique étudiés sont donnés dans les trois dernières colonnes du tableau 3.12.

Tableau 3.12 : Moyennes (moy) et écarts-types (e-t) en mm des différences RMS 3D pour chaque repère anatomique, chaque groupe de patient et tout type de scoliose confondu

points	TD			TDLG			LG			tout type confondu		
	N°nb vertèbres*nb patients	moy (mm)	e-t (mm)	N°nb vertèbres*nb patients	moy (mm)	e-t (mm)	N°nb vertèbres*nb patients	moy (mm)	e-t (mm)	nombre total	moy (mm)	e-t (mm)
pédicule inférieur droit	16*19=304	3.9	2.0	16*16=256	4.6	2.6	16*13=208	4.9	3.3	768	4.4	2.6
pédicule inférieur gauche	16*19=304	3.9	1.9	16*16=256	4.7	2.5	16*13=208	5.4	3.3	768	4.6	2.6
pédicule supérieur droit	16*19=304	3.9	1.8	16*16=256	4.6	2.6	16*13=208	4.7	2.9	768	4.3	2.4
pédicule supérieur gauche	16*19=304	3.8	1.7	16*16=256	4.6	2.4	16*13=208	5.0	3.0	768	4.4	2.4
total sur les pédicules	16*19*4=1216	3.9	1.8	16*16*4=1024	4.6	2.5	16*13*4=632	5.0	3.1	3072	4.4	2.5
plateau inférieur	15*19=285	2.5	1.7	15*16=240	2.8	2.2	15*13=195	4.0	3.0	720	3.0	2.3
plateau supérieur	15*19=285	2.6	1.6	15*16=240	2.7	2.1	15*13=195	4.0	2.9	720	3.0	2.3
total sur les plateaux	15*19*2=570	2.6	1.6	15*16*2=480	2.8	2.2	15*13*2=390	4.0	3.0	1440	3.0	2.3

Ainsi, pour chaque type de courbe, les pédicules d'un côté et les plateaux de l'autre sont sujets aux mêmes différences RMS, en moyenne et écart-type ; néanmoins, de la même façon qu'en 2D, les différences RMS sur les pédicules sont légèrement plus élevées que

sur les plateaux. De plus, les valeurs RMS des pédicules et plateaux sont plus faibles pour le groupe thoracique droite ($3,9\pm 1,8$ mm et $2,6\pm 1,6$ mm respectivement) que pour les courbes thoraciques droites lombaires gauches ($4,6\pm 2,5$ mm et $2,8\pm 2,2$ mm respectivement) et que les types lombaires gauches ($5,0\pm 3,1$ mm et $4,0\pm 3,0$ respectivement). Enfin, tout type confondu, les différences RMS 3D de reconstruction 3D entre les méthodes raffinée et rapide sont évaluées à $3,0\pm 2,3$ mm sur les centres des plateaux et à $4,4\pm 2,5$ mm pour les sommets des pédicules. Les valeurs RMS 3D sont par conséquent du même ordre que celles obtenues sur les coordonnées 2D des repères anatomiques estimées sur les plans radiographiques.

Des analyses statistiques sur les indices cliniques usuels pour le diagnostic, le suivi clinique et la quantification des colonnes scoliotiques ont également été menées. Il s'agit : (1) des angles de Cobb frontaux associés aux apex thoracique, thoracique et lombaire, ainsi que lombaire pour les types de courbe thoracique droite, thoracique droite lombaire gauche et lombaire gauche respectivement ; (2) de l'angle de Cobb latéral en cyphose ; (3) de l'orientation des plans de déformation maximale et (4) des rotations axiales relatives à ces mêmes sommets. Les valeurs de ces indices pour chacune des colonnes reconstruites avec les méthodes rapide et raffinée sont résumées dans le tableau 3.13 et rapportées en détail dans l'annexe 8.

Tableau 3.13 : Moyennes, écarts-types et valeurs significatives de p obtenues par le test de Wilcoxon sur les indices cliniques pour chaque type de courbe scoliothique

(* : significativement différent à $p \leq 0,05$)

type de courbe		TD			LG			TDLG		
		N	niveau vertébral	valeur	N	niveau vertébral	valeur	N	niveau vertébral	valeur
angle de Cobb frontal	moyenne des différences (degrés)	19	apical thoracique	-0,7±2,0	13	apical lombaire	-1,3±4,2	16	thoracique	-0,2±4,2
							lombaire		0,1±4,6	
	valeur de p	19	apical thoracique	0.2485	13	apical lombaire	0.3455	16	thoracique	0.3259
							lombaire		0.4803	
angle de Cobb latéral	moyenne des différences (degrés)	19	cyphose	-1,3±2,9	13	cyphose	-0,5±2,7	16	cyphose	-2,1±4,5
	valeur de p	19	cyphose	0.0707	13	cyphose	0.6002	16	cyphose	0.109
orientation du plan de déformation maximale	moyenne des différences (degrés)	19	apical thoracique	-0,2±9,2	13	apical lombaire	4,1±7,7	16	thoracique	-1,5±7,1
							lombaire		-5,3±14,7	
	valeur de p	19	apical thoracique	0.7368	13	apical lombaire	0.0995	16	thoracique	0.6051
							lombaire		0.3388	
rotation axiale	moyenne des différences (degrés)	19	apical thoracique	-1,1±8,3	13	apical lombaire	-2,8±5,5	16	thoracique	-6,0±7,3
							lombaire		-2,5±7,4	
	valeur de p	19	apical thoracique	0.5461	13	apical lombaire	0.1005	16	thoracique	0.0131*
							lombaire		0.2343	

Ainsi, on remarque que la méthode rapide fournit des angles de Cobb dans un intervalle de $\pm 5^\circ$ par rapport à la méthode raffinée, alors que les rotations axiales et l'orientation du plan de déformation maximale ont un écart-type légèrement plus élevé, avec des écarts-types maximaux atteignant $8,3^\circ$ pour la rotation axiale se rapportant au type de courbe thoracique droite et $14,7^\circ$ pour l'orientation de plan de déformation maximale concernant l'apex lombaire de la catégorie thoracique droite lombaire gauche. Néanmoins, les différences sur les indices cliniques entre la méthode rapide et la méthode raffinée ne sont

significatives que pour la rotation axiale thoracique du groupe thoracique droite lombaire gauche ($p=0,013$); les autres valeurs de p montrent que les différences sur les indices cliniques entre les deux méthodes raffinée et rapide ne sont pas significatives. Ainsi, la méthode rapide fournit des indices cliniques fiables et cohérents pour l'utilisation en clinique.

3.2.4 Évaluation du temps de reconstruction

Les temps nécessaires à l'identification des points sur les vues frontales et latérales ont été mesurés lors de la mise en application de la méthode rapide sur 10 patients. Un utilisateur expérimenté de la méthode raffinée a donc identifié six points sur la vue frontale des colonnes scoliotiques thoraciques droites et lombaires gauches, huit sur la vue frontale des colonnes scoliotiques thoraciques droites lombaires gauches et sept sur les vues latérales.

Le temps nécessaire à l'identification des points le long de la colonne varie de 5 à 9 minutes sur la vue frontale avec une moyenne de 7,5 minutes et de 5 à 14 minutes sur la vue latérale avec une moyenne de 10 minutes. Le temps nécessaire au calcul des coordonnées 2D estimées des repères anatomiques a été évalué à 34 secondes en moyenne pour la vue frontale et 37 secondes en moyenne pour la vue latérale.

CHAPITRE 4 - DISCUSSION

Cette partie discute des résultats évoqués dans le chapitre 3. Elle s'articule autour des deux étapes d'évaluation de la méthode rapide : une première phase traite donc des résultats relatifs à la construction des modèles moyens, puis, dans un deuxième temps, l'évaluation de l'estimation des repères anatomiques sera discutée.

4.1 Discussion sur la construction des modèles moyens

Les modèles moyens fournissent les données indispensables à l'estimation des coordonnées 2D des six repères anatomiques par vertèbre. Leur importance est donc capitale dans le processus de reconstruction rapide de colonnes vertébrales scoliotiques.

Le choix de la valeur de 30° utilisée dans le classement des scoliozes selon la sévérité des courbes est expliqué par les histogrammes de la section 3.1.1, indiquant d'abord que la valeur médiane de l'angle de Cobb pour l'ensemble des groupes se situe entre 30 et 40° . Il est nécessaire de souligner que cette valeur est dépendante de la banque de données de radiographies disponible, qui fournit un échantillon relativement représentatif de la population scoliotique. De plus, l'important effectif des groupes thoracique droite et thoracique droite lombaire gauche à fort angle de Cobb s'explique par le fait même que ces types de courbe sont fréquents. C'est pourquoi ils sont souvent étudiés (Aubin et coll., 1999 ; De Smet et coll., 1984 ; Deacon et coll., 1987) et de fait plus couramment reconstruits par la méthode raffinée. La valeur de 30° représente un intermédiaire entre la

limite de 20° du traitement par corset et celle de 40° du traitement chirurgical (Bradford et coll., 1987). Ce choix est d'autre part justifié par les effectifs des groupes obtenus après classement des 496 radiographies frontales et 295 latérales au préalable traitées par la méthode raffinée tel qu'illustré au tableau 3.1 et au tableau 3.2. En effet, le nombre de scolioses dont l'angle de Cobb est compris entre 15 et 30° pour un type de courbe frontale donné est comparable à celui des patients à angle de Cobb appartenant à l'intervalle $30-60^\circ$. Le choix du seuil de 30° pour la vue latérale est en accord avec les habitudes cliniques, où la courbe latérale est considérée « normale » lorsque l'angle de Cobb en cyphose vaut approximativement cette valeur. Ces deux tableaux indiquent en outre que les modes de classement manuel et informatique fournissent des résultats similaires. Les principales différences apparaissent pour le groupe thoracique droite à fort angle de Cobb, dont 13% se trouvent classés par le programme en thoracique droite lombaire gauche. Il s'agit ici de différencier, lors de la présence d'une forte courbe thoracique, une véritable courbe lombaire, alors caractéristique du type thoracique et lombaire, d'une courbe lombaire uniquement compensatrice de la véritable courbe thoracique. Or cette distinction est effectuée par les cliniciens grâce aux rotations axiales et à la flexibilité des divers segments, alors que le critère de rapport des distances des apex à la droite reliant les plateaux supérieur de la vertèbre T1 et inférieur de la vertèbre L4 est 2D et purement mathématique. Ne disposant que des coordonnées des repères anatomiques sur une vue, l'algorithme éprouve par conséquent des difficultés à séparer les deux types de courbe. D'autre part, il est à rappeler que les valeurs limites de 0,5 et de 2 du rapport des distances apicales sont déterminées de façon heuristique sur un certain

nombre de patients. Une étude complémentaire permettrait peut-être de raffiner ces valeurs seuils ; néanmoins, les critères cliniques, tels que la rotation axiale des vertèbres scoliotiques ou la flexibilité du rachis, ici encore, ne pourraient pas être prises en compte. Enfin, la comparaison a été réalisée après validation par un seul clinicien, qui ne connaissait pas les critères mathématiques de classement. Or Lenke et coll. (1998) et Cummings et coll. (1998) ont montré par exemple, la faible reproductibilité du classement proposé par King et coll. (1983). Ces travaux laissent donc supposer que d'autres cliniciens pourraient avoir une perception différente des colonnes scoliotiques limites entre deux types de courbe. Là encore, une validation par d'autres cliniciens pourrait être suggérée afin de justifier davantage les critères mathématiques de classement utilisés dans l'algorithme de la méthode rapide. Cependant, il ne s'agit pas ici de déterminer une technique universelle de classement des courbes scoliotiques pour chacune des vues, mais uniquement des critères de ressemblance statistique entre différentes courbes de manière à mettre en œuvre la présente méthode. En ce sens, rappelons que le choix du modèle moyen reste la décision finale de l'utilisateur.

D'après les résultats évoqués dans la section 3.1.2, l'alternative de la méthode rapide identifiant le centre du plateau inférieur de la vertèbre L4 comme origine du repère de travail et des calculs d'estimation des six repères anatomiques, donne des résultats significativement plus proches des coordonnées 2D de ces mêmes repères obtenues par la méthode raffinée, que l'option utilisant la vertèbre L5. Cette différence peut être expliquée par la pauvre visibilité de la vertèbre L5 sur les radiographies en vue frontale

par rapport à la vertèbre L4 (André et coll., 1990, 1994), ayant pour corollaire des erreurs d'identification radiographique. Cette faible visibilité peut être due à l'inclinaison des rayons X traversant la vertèbre, qui se situe dans la partie inférieure de la colonne, ainsi qu'à la superposition fréquente d'éléments osseux du bassin. En outre, puisque le centre du plateau inférieur de la vertèbre L4 est le point de départ des calculs récursifs des coordonnées 2D des repères anatomiques des étages vertébraux supérieurs, une mauvaise identification de ce point entraîne donc des répercussions sur toute la colonne. Enfin, ces constatations semblent en accord avec la littérature, puisque de Guise et coll. (1993) préfèrent également identifier la vertèbre L4 comme point de départ de calculs d'estimation de coordonnées 2D des plateaux vertébraux.

D'autre part, les calculs de moyennes des paramètres relatifs aux vertèbres, disques intervertébraux et pédicules permettant la génération des modèles moyens sont effectués avec l'hypothèse sous-jacente que les groupes de scolioses possèdent une certaine homogénéité interne, avec des écarts-types faibles entre les patients appartenant au groupe. Cette supposition signifie qu'un modèle moyen se veut véritablement représentatif de la population servant à le construire. Néanmoins, si les tendances globales de position des repères anatomiques dans le plan de la radiographie sont conservées, les patients sont généralement très différents les uns des autres, notamment en ce qui concerne les dimensions des éléments vertébraux, comme le montrent divers articles rapportés à la section 1.1.2 (Berry et coll., 1987 ; Black et Coll., 1991 ; Gallagher et coll., 1988 ; Kothe et coll., 1996 ; Panjabi et coll., 1991, 1992 ; Scoles et coll. 1988).

Une étude statistique serait ici nécessaire pour évaluer le nombre de patients à inclure dans chaque groupe pour que celui-ci puisse être considéré homogène.

Enfin, le faible effectif de certains groupes, latéraux essentiellement, est critique pour l'utilisation des modèles moyens correspondants et rend leur construction très sensible à l'ajout d'une radiographie supplémentaire dotée des coordonnées des six repères anatomiques grâce à la méthode raffinée. Le traitement de nouvelles radiographies par la méthode raffinée permettrait d'augmenter l'effectif de ces groupes, notamment pour les catégories TLD en vue frontale et pour les types de courbe LG, TLD et petite déformation en dos plat en vue latérale. Ces catégories doivent impérativement être complétées pour une utilisation pertinente de la technique de reconstruction 3D rapide appliquée à ces types de courbe scoliotique.

4.2 Discussion sur l'estimation des repères anatomiques par la méthode rapide

Les résultats évoqués à la section 3.2 font ici l'objet d'une discussion, concernant le choix du modèle moyen et du nombre de points adéquat, utilisés dans la suite de l'évaluation de la méthode rapide. Puis seront avancées des raisons pouvant expliquer les résultats des simulations d'erreurs d'identification des points le long de la colonne sur les radiographies et des reconstructions 3D, obtenus dans le chapitre 3.

4.2.1 Choix du modèle moyen et du nombre de points à identifier sur les radiographies

Le choix du modèle moyen et du nombre de points à identifier le long de la colonne a été effectué grâce aux différences RMS, représentatives de la distance 2D entre le repère anatomique estimé par la méthode rapide et celui identifié sur les radiographies lors de l'utilisation de la méthode raffinée. Néanmoins, l'étude des coordonnées x et y apportent des informations pertinentes quant à l'algorithme de la technique de reconstruction rapide.

Les différences observées sur la coordonnée y sont plus élevées que sur la coordonnée x. Effectivement, l'axe longitudinal de la colonne est porté par l'axe des ordonnées y ; l'intervalle de variation de l'ordonnée y sur toute la colonne est donc souvent supérieur à celui de la coordonnée x. De plus, du fait du processus récursif de calcul des coordonnées 2D des centres des plateaux vertébraux, les différences semblent s'accumuler tout le long de la colonne de la vertèbre L4 à la vertèbre T1. Elles sont donc plus présentes sur l'axe y que sur l'axe x.

En outre, il est aussi à noter que les paramètres pédiculaires ont été normalisés selon la longueur de la colonne. Une alternative, utilisée par de Guise et coll. (1993), consiste à les rapporter à la hauteur de la vertèbre dont ils sont issus. Cette option a été testée sur quelques patients et aucune différence significative n'a été observée.

Il est d'autre part établi dans l'évaluation de la méthode rapide, de la même façon que de Guise et coll. (1993), que les pédicules offrent une estimation moins précise que les centres des plateaux vertébraux. En effet, ces auteurs évaluent sur la vue frontale les erreurs de localisation des pédicules droits et gauches à $6,3 \pm 1,4$ mm et $6,7 \pm 1,5$ mm respectivement et celles des plateaux à $1,4 \pm 3,6$ mm. Les valeurs de $3,7 \pm 2,9$ mm pour les plateaux et $4,7 \pm 3,3$ mm pour les pédicules sur la vue frontale et de $3,5 \pm 2,7$ mm et $5,0 \pm 2,9$ mm sur la vue latérale respectivement, déterminées au cours de ce présent projet, sont donc légèrement plus élevées pour les plateaux, mais plus faibles pour les pédicules. L'amélioration des résultats pédiculaires peut s'expliquer par le fait d'utiliser des modèles spécifiques à la place d'un modèle global comme l'avaient réalisé de Guise et coll. (1993) : en effet, les modèles spécifiques, en tenant compte du type de courbe et de la sévérité de la colonne scoliotique, sont plus enclins à considérer les rotations axiales et par conséquent la position des pédicules relativement aux centres des plateaux. L'écart relatif aux plateaux entre les deux études est, quant à lui, plus difficile à justifier : la méthode exposée par de Guise et coll. (1993) repose sur le traitement des vertèbres T8 à L4 sur 24 radiographies en vue frontale uniquement, vertèbres les plus visibles sur les mêmes radiographies, alors que celle proposée dans ce mémoire considère la colonne dans sa totalité. La longueur du segment reconstruit étant moindre, les effets des accumulations des différences dues au processus récursif de calcul des coordonnées des centres des plateaux sont d'autant plus réduites. D'autre part, aucune indication n'est donnée sur le choix des patients traités dans ces travaux, alors que l'étude présentée ici se place dans les cas de fortes déformations scoliotiques. Cependant, la diminution des

différences relatives aux pédicules, observée alors que les différences sur l'estimation des plateaux, dont dépend celle des pédicules, sont plus élevées, prouve d'autant plus la nécessité d'utiliser un modèle spécifique au type de courbe et à la sévérité de la colonne à reconstruire. En outre, l'amplitude des erreurs trouvées par de Guise et coll. (1993) incite à penser que l'identification précise d'un point supplémentaire, par exemple le centre d'un des plateaux de la vertèbre T8, très visible dans les deux plans, augmenterait la précision de la méthode rapide. En effet, l'ajout de cette contrainte aurait pour corollaire de diviser la colonne en deux segments, les calculs des coordonnées des repères anatomiques s'effectuant sur ces deux parties de façon indépendante : les différences RMS cumulées seraient remises à zéro au niveau de la vertèbre T8. Cependant, cette supposition reste à être testée et validée dans des études futures.

Il a été aussi montré, par les résultats présentés à la section 3.2, que les colonnes dotées d'une scoliose de type lombaire gauche offrent en général des différences RMS plus élevées que les deux autres catégories de scoliose étudiées. Cette constatation était attendue puisque les colonnes de type lombaire gauche présentent, par leur nature, la caractéristique d'être fortement déformée au niveau lombaire. Or c'est à partir de ce segment vertébral que sont estimées les coordonnées 2D des centres des plateaux puis des pédicules des étages vertébraux supérieurs. Il est donc prévisible que les différences RMS obtenues soient plus élevées pour ce groupe. D'autre part, le nombre de patients étudiés dotés d'une courbe lombaire gauche est de 13 cas, ce qui est inférieur aux effectifs des autres catégories : les résultats sont de fait plus sensibles aux variations entre les patients.

D'une manière générale, les effectifs des patients étudiés pour chacun des trois groupes sont faibles. Ils permettent néanmoins de procéder à un traitement statistique pour déterminer le modèle moyen et le nombre de points à identifier adéquat.

Le test ANOVA à deux facteurs répétés a été exécuté sur l'ensemble des vertèbres, tout patient d'un même groupe confondu. Ce choix s'appuie sur deux hypothèses :

- les valeurs RMS de chaque patient sont comparables : il n'existe pas de patron relatif au choix des colonnes traitées ;
- les valeurs RMS sont indépendantes du niveau vertébral : il n'existe pas de relation entre l'amplitude des différences RMS et le fait que la vertèbre considérée soit haute ou basse dans la colonne, à l'apex ou aux limites de la courbe.

Si la première supposition se justifie par le caractère aléatoire du choix des patients dans la base de données disponible, la seconde peut être contestée : effectivement, les vertèbres apicales, par exemple, présentent des rotations axiales plus importantes que les autres vertèbres de la colonne, ses pédicules sont donc plus déformés. De la même manière, la cunéiformisation des vertèbres pourraient jouer un rôle non négligeable dans les estimations des coordonnées 2D des repères anatomiques. D'autre part, des tests effectués en regroupant les vertèbres selon les deux segments lombaire et thoracique incitent à penser que les données RMS peuvent être traitées sans différenciation du niveau vertébral. Le test ANOVA a aussi été préféré car il est robuste aux distributions

des valeurs RMS qui dévient légèrement de la « normalité », telles qu'illustrées par la figure A – 5.1 et la figure A – 5.2 de l'annexe 5.

Enfin, le nombre de points à identifier choisi est de 6 pour les courbes frontales thoraciques droites et lombaires gauches, de 8 pour les doubles courbures frontales thoraciques droites lombaires gauches et de 7 pour la vue latérale quelque soit le type de courbe. La présence de deux courbes pour une scoliose thoracique droite lombaire gauche peut expliquer la nécessité d'identifier un nombre supérieur de points sur la vue frontale par rapport aux deux autres catégories. Il est cependant à noter que ces résultats fournissent le nombre de points minimum à identifier pour obtenir une estimation 2D la plus proche possible des coordonnées des repères anatomiques fournies par la méthode raffinée : si par exemple, l'utilisateur n'est pas sûr du classement de la radiographie qu'il désire traiter par la méthode rapide, il peut identifier huit points le long d'une colonne thoracique droite, sans qu'une différence significative ne se fasse sentir lors du calcul des coordonnées des repères anatomiques. Par expérience, ces nombres de points correspondent en général à ceux éprouvés par l'utilisateur comme étant suffisants à décrire la courbe scoliothique. Toutefois, ces résultats semblent fortement dépendants du modèle mathématique de courbe utilisé les reliant. Ce point sera évoqué plus en détail à la section 4.2.2.

4.2.2 Discussion sur l'effet d'erreurs d'identification des points le long de la colonne sur les radiographies

Les simulations d'erreurs aléatoires d'écart-type de 2,0 mm sur les coordonnées des points identifiés le long de la colonne entraînent une différence de valeurs RMS pour les plateaux de l'ordre de 1,3 mm sur la vue frontale et 1,1 mm sur la vue latérale, ainsi que de 1,7 mm et 0,5 mm pour les pédicules respectivement, comparativement aux résultats obtenus à partir des points initiaux. Ces valeurs montrent donc qu'une erreur d'identification de 2,0 mm simulée sur la vue frontale et latérale engendre des différences de valeurs RMS 2D d'amplitude équivalente à celle de l'erreur d'identification. Elles sont en outre inférieures à ces mêmes valeurs RMS, puisque ces dernières calculées lors du choix du modèle et du nombre de points à identifier le long de la colonne sont de l'ordre de 3 à 5 mm (section 3.2.1). La méthode rapide semble donc relativement peu sensible aux erreurs d'identification sur les radiographies. Il paraît toutefois nécessaire d'identifier adéquatement les centres des plateaux inférieurs et supérieurs des vertèbres limites inférieure et supérieure du segment à reconstruire, afin d'obtenir une courbe passant par le maximum de centres de plateaux le long de la colonne. Cette remarque exige par conséquent une bonne visualisation des repères anatomiques et une bonne qualité radiographique.

Les simulations d'erreurs aléatoires constituent une évaluation fréquemment réalisée dans de nombreux articles. Néanmoins, ces derniers établissent essentiellement des résultats sur la reconstruction 3D (André et coll., 1992 ; Chériet et coll., 1999 ; Mitton et coll.,

2000). Ainsi, avec la technique de reconstruction de points non correspondants, Mitton et coll. (2000) mettent l'emphase sur l'importance de l'identification des repères sur les radiographies. Il serait donc également pertinent, dans des études ultérieures, d'évaluer l'influence des simulations d'erreurs d'identification des points le long de la colonne scoliothique, sur les reconstructions 3D et sur les indices cliniques calculés.

Les résultats établis dans la section 3.2.2 ne sont que 2D mais permettent d'évoquer le rôle de la modélisation de la courbe reliant les points identifiés sur la colonne. En effet, les splines cubiques sont assez sensibles aux variations des coordonnées des points la composant. Bien que facile d'utilisation, son contrôle est difficile, d'autant que le nombre de points utilisés est faible : une légère modification de la position d'un point peut engendrer de grandes variations sur les autres segments de la courbe. De plus, il a été remarqué dans certains cas que les angles de Cobb, calculés à partir de la spline diffèrent de ceux obtenus par la technique usuelle au LIS3D mettant en œuvre les séries de Fourier, courbe qui, subissant un processus de lissage, ne passe pas obligatoirement par les points spécifiés. Cette observation est également le résultat de la sensibilité de la spline aux variations de coordonnées des points qui la composent, et qui donc peut influencer le classement des courbes, à l'étape du choix du modèle moyen et du nombre de points à identifier notamment. C'est pourquoi l'utilisateur a toujours la possibilité de choisir lui-même manuellement le groupe d'appartenance de la colonne qu'il désire reconstruire.

Différentes alternatives s'offrent pour contourner cette sensibilité et leur étude est recommandée. En effet, la méthode proposée laisse une totale autonomie à l'utilisateur quant à l'identification des points. Une première option pourrait donc le contraindre à identifier des points à intervalle régulier selon l'axe y entre les deux extrémités de la colonne. L'ordonnée y de chacun des points étant alors fixée, il suffirait à l'utilisateur de déplacer les points à identifier sur des droites parallèles à l'axe des x et de choisir les abscisses de ces points, tel que la courbe interpolée passe par le maximum de centres des plateaux vertébraux. Néanmoins, la contrainte sur les ordonnées y est forte et il semble assez délicat avec cette technique de déterminer une courbe modélisée par une spline représentant correctement la colonne vertébrale. Une seconde alternative consiste alors à identifier les sommets des courbes scoliotiques et de contraindre la tangente de la spline en ces points à être parallèle à la droite reliant les centres des plateaux inférieur et supérieur des vertèbres limites inférieure et supérieure du segment à reconstruire. Cette alternative permettrait entre autres d'identifier correctement les sommets de la courbe et par conséquent de réduire les sous- ou sur-estimations de la localisation des apex sur la colonne. Une dernière méthode utilise le krigeage dual (Poncet et coll., 1999 ; Trochu, 1993), dont les splines sont un cas particulier. Cette technique d'interpolation plus générale permet d'ajuster divers paramètres de manière à obtenir, en application aux scolioses, la courbe représentative la plus adéquate. En effet, Delorme (1996) déforme par krigeage les contours d'une vertèbre primitive de manière à faire correspondre des repères anatomiques définis. Cette même transformation pourrait alors être appliquée aux six repères anatomiques par vertèbre du modèle moyen de manière à faire correspondre la

courbe passant par les centres des plateaux du modèle moyen à celle obtenue grâce aux points identifiés le long de la colonne du patient en traitement sur les radiographies.

Enfin, il découle aussi des résultats de la section 3.2.2 que l'effet d'erreurs d'identification des points le long de la colonne sur les radiographies est dépendant du type de courbe considéré. Ainsi, le groupe thoracique droite semble plus sensible à ces erreurs que les deux autres catégories, notamment le groupe thoracique droite lombaire gauche, qui présente les différences avec l'estimation calculée à partir des points initiaux les plus faibles. Ce constat permet d'émettre l'hypothèse que le nombre de points influence aussi la sensibilité aux erreurs d'identification. Il serait de fait intéressant de relier l'effet des erreurs d'identification des points sur les radiographies au choix des modèles moyens et des nombres de points à identifier pour obtenir, par la méthode rapide, des coordonnées des repères anatomiques les plus proches possibles de celles fournies par la méthode raffinée.

4.2.3 Discussion sur les reconstructions 3D et sur les indices cliniques

Le troisième volet de cette discussion concerne les reconstructions 3D obtenues par la méthode raffinée ainsi que l'évaluation des indices cliniques usuels.

Les différences RMS sont évaluées à $3,0 \pm 2,3$ mm sur les centres des plateaux et à $4,4 \pm 2,5$ mm pour les sommets des pédicules. Ces résultats sont à rapprocher de ceux obtenus par André et coll. (1992) et Aubin et coll. (1997), pour qui les erreurs acquises

grâce à la méthode raffinée sont de l'ordre de $2,1 \pm 1,5$ mm par rapport aux mesures réelles, les pédicules constituant les repères anatomiques reconstruits avec le plus de précision. Les valeurs déterminées dans le présent projet sont donc légèrement plus élevées et dotées d'un écart-type supérieur. De plus, les centres des plateaux vertébraux sont ici reconstruits avec plus de précision que les sommets pédiculaires. En outre, les différences RMS ont été établies en comparaison avec la méthode raffinée qui est elle-même sujette à des erreurs de reconstruction 3D. Il est toutefois à noter que les valeurs rapportées par Aubin et coll. (1997) ont été évaluées sur un spécimen cadavérique, alors qu'ici les différences fournies résultent du traitement de films radiographiques. Par conséquent, la reconstruction obtenue par la méthode rapide possède une précision inférieure à la méthode raffinée. Cette différence trouve une explication dans les conclusions d'André et coll. (1992), pour qui il est indispensable d'identifier les points correspondants sur les deux radiographies frontale et latérale pour obtenir une reconstruction 3D précise. Or, les coordonnées des six repères anatomiques par vertèbre estimées par la méthode rapide sont entachées d'une erreur intrinsèque à la technique utilisée pour la formation des modèles moyens : les paramètres géométriques employés pour estimer les coordonnées 2D des repères anatomiques découlent de calculs de moyenne, les repères anatomiques estimés sur les deux vues ne correspondent donc pas obligatoirement au même point dans l'espace. La précision de la méthode rapide présentée est néanmoins suffisante à donner au chirurgien une visualisation 3D de la colonne vertébrale cohérente.

La pertinence de la méthode de reconstruction rapide de colonnes vertébrales scoliotiques s'établit donc entre autres sur la différence des indices cliniques calculés grâce aux coordonnées 3D estimées par la méthode rapide d'une part et données par la méthode raffinée d'autre part. Les résultats de la section 3.2.3 prouvent l'absence de différence significative entre les angles de Cobb frontaux et latéraux, les orientations du plan de déformation maximales et les rotations axiales apicales aux apex évalués selon les deux méthodes, excepté pour la rotation axiale correspondant à l'apex thoracique du groupe TDLG. Les angles de Cobb sont pourvus d'un écart-type inférieur à 5° , alors que le calcul clinique de ces angles à partir de radiographies peut lui-même être soumis à une variation de $\pm 5^\circ$ (Morrissy et coll., 1990). Le clinicien peut donc se fier à la reconstruction 3D fournie par la méthode rapide pour évaluer la sévérité de la courbe scoliotique du patient.

Néanmoins, la rotation axiale et l'orientation du plan de déformation maximale semblent légèrement moins précises. En effet, l'orientation du plan de déformation maximale est dotée d'écarts-types variant de $7,1^\circ$ à $14,7^\circ$. La sensibilité du calcul de cet indice aux variations des coordonnées 3D des repères anatomiques peut expliquer ce phénomène. La rotation axiale, quant à elle, présente des écarts-types variant de $5,5^\circ$ pour les scolioses LG à $8,3^\circ$ pour le type de courbe TD. Le calcul de cet indice s'appuie sur la technique préconisée par Stokes et coll. (1986) utilisant la position des pédicules et qui permet le calcul des rotations axiales avec un écart-type sur un mannequin de $3,6^\circ$ par rapport à la réalité et de $2,4^\circ$ sur un groupe de patients comparativement à des mesures 3D obtenues

par projection sur un plan auxiliaire (section 1.2.3.2). Ces valeurs sont donc légèrement inférieures aux écarts-types évalués dans la présente étude pour le même indice. La variabilité de la mesure de la rotation axiale sur les reconstructions 3D issues de la méthode rapide est en effet dépendante de l'estimation des coordonnées des sommets des pédicules, soumis ici à des différences RMS 3D de l'ordre de $4,4 \pm 2,5$ mm. D'autre part, il est également nécessaire de rappeler ici que le choix de classer les déformations scoliotiques selon leur sévérité est fondé sur le souci d'améliorer l'estimation des coordonnées des pédicules et donc le calcul des rotations axiales. Les mesures effectuées en deux dimensions par de Guise et coll. (1993) sur les coordonnées pédiculaires estimées à l'aide d'un modèle global montrent des erreurs plus élevées que celles provenant de la méthode rapide utilisant un modèle moyen spécifique et il est possible de supposer que cette tendance aurait été conservée en trois dimensions. L'utilisation d'un modèle moyen spécifique, améliorant l'estimation des coordonnées des pédicules, est par conséquent justifiée, puisqu'elle contribuerait également à accroître la précision de la mesure de la rotation axiale. Toutefois, cette hypothèse reste à être vérifiée par des études ultérieures sur un plus grand nombre de sujets. Enfin, rappelons que les patients sélectionnés pour ces tests sont dotés de fortes déformations scoliotiques, avec des angles de Cobb frontaux compris entre 30 et 60° et des rotations axiales probablement élevées, ce qui peut également expliquer la variabilité des mesures de cet indice sur les reconstructions 3D. Il est en effet possible que les résultats de tests similaires menés sur des scoliose de plus faibles sévérités présentent des différences de rotations axiales moins élevées entre les méthodes raffinée et rapide. La valeur de p significative de 0,01

déterminée pour la rotation axiale relative à l'apex thoracique du type de courbe TDLG permet d'insister sur la grande variabilité de la mesure de la rotation axiale en elle-même. En effet, aucune relation universellement reconnue n'existe entre l'ampleur de la déformation et la rotation axiale : ainsi, deux colonnes de type de courbe et d'angle de Cobb frontal identiques peuvent présenter des rotations axiales différentes. Il est de fait difficile de concevoir une méthode précise de calcul de cet indice clinique, ce qui peut avoir pour corollaire l'introduction d'un bruit dans les mesures de rotation axiale effectuées ici. Il paraît donc nécessaire de vérifier, dans des études futures, la tendance établie pour les rotations axiales dans ce présent projet et ce par le traitement d'un nombre plus important de sujets.

Les erreurs 3D obtenues par la méthode rapide peuvent éventuellement être aussi réduites par l'utilisation de la technique d'autocalibrage (Cheriet et coll., 1999b) à la place du DLT. En effet, ces auteurs montrent que les erreurs de reconstruction 3D de 12 marqueurs placés sur des objets physiques sont de $1,0 \pm 0,5$ mm avec le DLT et de $0,3 \pm 0,1$ mm par la technique d'autocalibrage. Il pourrait par conséquent être pertinent d'implanter cette technique dans l'algorithme de reconstruction rapide pour en évaluer la précision.

Il est nécessaire de noter que toutes les évaluations évoquées précédemment ont été effectuées avec un groupe de patients restreint, ce qui accroît la sensibilité de la méthode aux différences internes à ce groupe de patients. En outre, elles ne permettent pas de

différencier les modèles spécifiques regroupant les scolioses d'un type particulier sans considération de la sévérité de la courbe, des modèles spécifiques prenant en compte type de courbe et sévérité tel qu'étudiés ou du modèle global. De plus, la méthode se limite au cas des scolioses dont l'angle de Cobb est inférieur à 60° , de manière à réduire les erreurs dues aux rotations axiales. Des tests identiques menés sur des scolioses à moindre déformation permettraient de justifier cette hypothèse. Enfin, les résultats obtenus avec la méthode rapide sont comparés à ceux de la méthode raffinée ; il serait pertinent d'effectuer des comparaisons directement sur des spécimens cadavériques pour évaluer les différences par rapport à la réalité et non par rapport à une technique elle-même entachée d'erreurs.

D'autre part, le temps nécessaire à l'identification des points sur chacune des radiographies frontale et latérale et au classement de la courbe a été évalué en traitant par la méthode rapide 10 radiographies frontales et 10 latérales de patients scoliotiques. Ce temps est alors estimé à 7,5 minutes en moyenne pour la vue frontale et à 10 minutes en moyenne pour la vue latérale. Ce délai est nettement inférieur à celui requis par la méthode raffinée pour identifier les 102 repères anatomiques sur chacune des vues. Il est cependant à noter que l'utilisateur choisi pour ces tests est habitué à détecter les repères anatomiques sur les radiographies par la méthode raffinée et a tendance à identifier avec une très grande précision les points le long de la colonne, tel que demandé pour la méthode raffinée. D'autre part, il n'est pas entraîné aux variations de la courbe modélisée par une spline lors d'un déplacement des points identifiés, ce qui accroît les temps

octroyés pour l'identification des points. En outre, n'étant qu'un prototype, le logiciel n'est pas équipé de filtres d'images, qui par modification de contraste par exemple, permettraient de visualiser les contours des vertèbres avec plus de netteté. Ces filtres sont très utiles pour la vue latérale notamment, puisque les images des vertèbres supérieures thoraciques sont souvent superposées à celles des côtes. C'est pourquoi il est plus long d'identifier les points le long de la colonne sur la vue latérale que sur la vue frontale, de telle sorte que la courbe, modélisée par une spline, passe de façon optimale par les centres des plateaux vertébraux. L'incorporation de ces filtres et l'entraînement de l'utilisateur pourraient probablement diviser par un facteur 2 à 3 le temps alloué à l'identification des points sur les radiographies et au classement des courbes.

Le temps octroyé à la génération des coordonnées 2D des repères anatomiques et à la reconstruction 3D est en moyenne de 34 secondes pour la vue frontale et 37 secondes pour la vue latérale. Toutefois, ces délais sont très dépendants du logiciel Matlab utilisé : en effet, la gestion des boucles de condition « if » et de répétition « for » est lente sur ce logiciel. De plus, le programme n'est pas optimisé et le lancement des calculs d'estimation des coordonnées des repères anatomiques ainsi que celui de la reconstruction 3D entraîne, dans le cadre de ce présent projet, l'appel de fonctions de calcul d'erreurs nécessaires à l'évaluation de la méthode rapide, mais inutiles lors de la mise en place de la technique en clinique. Néanmoins, ces valeurs fournissent un ordre de grandeur de la rapidité de la technique.

Par conséquent, la méthode rapide, ici présentée, permet au clinicien de visualiser rapidement la colonne de son patient en 3D en clinique pendant la visite même de ce patient et d'accéder à des indices cliniques couramment utilisés lui apportant une aide dans le diagnostic et le choix d'un traitement.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Ce projet présente une nouvelle technique de reconstruction 3D personnalisée de colonnes vertébrales scoliotiques, dite méthode rapide, qui, à partir de quelques points identifiés le long du rachis sur les radiographies frontale et latérale d'un patient et de modèles moyens 2D, permet d'estimer les coordonnées des deux centres des plateaux et des quatre sommets des pédicules par vertèbre sur les deux vues, puis d'obtenir grâce à l'algorithme DLT les coordonnées 3D de ces mêmes repères anatomiques. Une évaluation de cette méthode a été menée comparativement aux résultats obtenus par la technique dite raffinée de reconstruction 3D de colonnes scoliotiques, développée au LIS3D de l'Hôpital Sainte-Justine et qui nécessite l'identification des mêmes six repères anatomiques par un utilisateur expérimenté, directement sur les radiographies.

La partie de l'évaluation concernant la construction des modèles moyens 2D permet de tirer les conclusions suivantes :

1. les classements selon le type de courbe et la sévérité des colonnes scoliotiques, traitées au préalable par la méthode raffinée, effectués manuellement par un clinicien et informatiquement par l'algorithme développé dans le cadre de ce projet, présentent des résultats très similaires avec un pourcentage de correspondance de 96% et de 98% pour les vues frontale et latérale respectivement ;

2. la méthode rapide identifiant le centre du plateau inférieur de L4 comme point de départ des calculs récursifs des coordonnées 2D des repères anatomiques sur les étages vertébraux supérieurs fournit des résultats significativement plus proches de ceux acquis par la méthode raffinée que la méthode rapide utilisant le plateau inférieur de la vertèbre L5.

En outre, les évaluations de la nouvelle technique de reconstruction 3D proposée concernant les estimations des coordonnées des repères anatomiques démontrent que :

1. l'utilisation d'un modèle moyen spécifique au type de courbe des colonnes à reconstruire donne des résultats plus proches de ceux fournis par la méthode raffinée qu'un modèle moyen global, incluant les scolioses de tout type et de toute sévérité. Cette constatation est vérifiée sur les vues frontale et latérale. Six, huit et six points identifiés le long de la colonne dans le plan frontal sont nécessaires pour les types de courbe TD, TDLG et LG respectivement et 7 points doivent être identifiés sur la vue latérale, quelque soit le type de courbe considéré ;
2. les différences RMS 2D par rapport à la méthode raffinée sont de $3,7 \pm 2,9$ mm pour les plateaux et $4,7 \pm 3,3$ mm pour les pédicules sur la vue frontale et de $3,5 \pm 2,7$ mm et $5,0 \pm 2,9$ mm sur la vue latérale respectivement ; la sensibilité de la méthode est du même ordre que l'amplitude des erreurs d'identification des points le long de la colonne, simulées avec un écart-type de 2,0 mm ;

3. les différences RMS calculées sur les reconstructions 3D sont évaluées à $3,0\pm 2,3$ mm sur les centres des plateaux et à $4,4\pm 2,5$ mm pour les sommets des pédicules. Leur amplitude est donc du même ordre que celle des différences RMS 2D évoquées au point précédent ;
4. les indices cliniques, angles de Cobb frontal et latéral, orientation du plan de déformation maximale et rotation axiale, issus des reconstructions 3D obtenues par la méthode rapide, ne présentent pas de différence significative avec ceux fournis par la méthode raffinée, excepté le cas de la rotation axiale relative à l'apex thoracique du type de courbe TDLG ;
5. Le temps alloué à l'identification des points sur les radiographies frontales et latérales est en moyenne de 7,5 minutes et 10 minutes respectivement. Néanmoins, ces délais peuvent être fortement réduits avec une expérience accrue de l'utilisateur.

Il apparaît ainsi que la méthode rapide est capable de fournir au clinicien directement pendant la visite du patient, une représentation 3D de la colonne de ce patient et des indices cliniques fiables pouvant l'aider dans le diagnostic et le choix du traitement.

Néanmoins, en relation avec les conclusions précédemment citées, certaines recommandations pour des travaux complémentaires peuvent être suggérées. Il serait en effet pertinent :

- ❑ de vérifier les tendances évoquées ci-dessus, notamment concernant les rotations axiales, par une étude englobant un nombre plus important de sujets ;
- ❑ d'incorporer l'identification précise d'une vertèbre intermédiaire, telle que T8, permettant d'effectuer séparément l'estimation des coordonnées 2D des repères anatomiques sur les deux segments du rachis ainsi déterminés ;
- ❑ de compléter les catégories utilisées pour la construction des modèles moyens par le traitement de nouvelles radiographies par la méthode raffinée ;
- ❑ d'apprécier l'influence de la modélisation de la courbe représentative de la colonne par une spline, en incluant notamment des approches différentes d'identification des points le long de la colonne ou encore la technique d'interpolation de krigeage dual ;
- ❑ de valider, par d'autres cliniciens, le classement de la base de données servant à la construction des modèles moyens.

De plus, concernant l'évaluation de la méthode rapide, il serait pertinent d'apprécier les effets d'erreurs d'identification des points le long de la colonne ainsi que l'influence du choix du modèle moyen utilisé, directement sur les coordonnées 3D des repères anatomiques et sur les indices cliniques. D'autre part, il est aussi recommandé de prendre en compte les simulations d'erreurs d'identification des points et les indices cliniques 3D dans le choix même du modèle moyen et du nombre de points à identifier le long de la colonne sur les deux vues frontale et latérale. Enfin, il serait également pertinent

d'étendre les résultats, rapportés dans ce mémoire, aux autres types de courbe scoliotique, à d'autres subdivisions d'angle de Cobb, telles que les intervalles 0-20°, 20-40° et 40-60° par exemple, ainsi qu'à des sévérités plus élevées, de manière à inclure les déformations d'angle de Cobb supérieur à 60°.

RÉFÉRENCES

1. ACAROLLU E., YAZICI M., DEVIREN V., ALANAY A., CILAA., SURAT A. (2000). Does transverse apex coincide with regional or global apex levels in adolescent idiopathic scoliosis? *International meeting of the international research society of spinal deformities*, Clermont-Ferrand, France, 25.
2. ANDRÉ B. (1989). *Détermination des plans radiographiques et des repères anatomiques pour la reconstruction 3-D de la colonne vertébrale scoliothique*, Mémoire de maîtrise ès sciences, École Polytechnique de Montréal, Canada.
3. ANDRÉ B., DANSEREAU J. (1991). Effect of a third radiograph on the three-dimensional reconstruction accuracy of the human spine. *Proc. Int. Symp. On 3-D Analysis of Human Movement*, 23-26.
4. ANDRÉ B., DANSEREAU J., LABELLE H. (1994). Optimized vertical stereo base radiographic setup for the clinical three-dimensional reconstructions of the human spine. *J. Biomech.*, 27 (8), 1023-1035.
5. ANDRÉ B., DANSEREAU J., LABELLE H. (1990). Geometric evaluation of the three-dimensional reconstruction of the spine from different vertical stereoradiographic setups. *Proc. Canadian Soc. for Mech. Eng. Forum*, Toronto, Canada, 55-59.
6. ANDRÉ B., DANSEREAU J., LABELLE H. (1992). Effect of radiographic landmark identification errors on the accuracy of three-dimensional reconstruction of the human spine. *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 30, 569-575.
7. ANTUNA S.A., MENDEZ J.G., LOPEZ-FANJUL J.C., PAZ JIMENEZ J. (1997). Cotrel-Dubousset instrumentation in idiopathic scoliosis : a 5-year follow up. *Acta Orthop. Belg.*, 63 (2), 74-81.

8. AUBIN C.-E., DANSEREAU J, PARENT F., LABELLE H., DE GUISE J.A. (1997). Morphometric evaluations of personalized 3D reconstructions and geometric models of the human spine. *Med & Biol. Eng. & Comp* , 35, 1-8.
9. AUBIN C.-E., DESCRIMES J.-L., DANSEREAU J., SKALLI W., LAVASTE F., LABELLE H. (1995). Modélisation géométrique du rachis et du thorax pour l'analyse biomécanique par éléments finis des déformations scoliotiques. *Ann. Chir.*, 49 (8), 749-761.
10. AUBIN C.-E., LOBEAU D., LABELLE H., MAQUINGHEN-GODILLON A.P., LE BLANC R., DANSEREAU J. (1999). Planes of maximum deformity in the scoliotic spine. *Research into Spinal Deformities 2*, I.A.F. Stokes, IOS Press, 45-48.
11. BERRY J.L., MORAN J.M., BERG W.S., STEFFEE A.D. (1987). A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae. *Spine*, 12 (4), 362-367.
12. BERTHONNAUD ÉRIC (2000). *Les mesures sur radiographies planes et 3D en orthopédie: Tomes I et II*, Thèse de Doctorat, Université Claude Bernard, LYON I, France.
13. BIRCHALL D., HUGHES D., HINDLE J., ROBINSON L., WILLIAMSON J.B. (1997). Measurement of vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis using three dimensional magnetic resonance imaging. *Spine*, 22 (20), 2403-2407.
14. BLACK D.M., CUMMINGS S.R., STONE K., HUDES E., PALERMO L., STEIGER P. (1991). A new approach to defining normal vertebral dimensions. *J. Bone Miner. Res.*, 6 (8), 883-892.
15. BLOUNT W.P., MOE J.H. (1973). *The Milwaukee brace*, The Williams & Wilkins Company, Baltimore.
16. BRADFORD D.S., LONSTEIN J.E., MOE J.H., OGILVIE J.W., WINTER R.B. (1987). *Moe's textbook of scoliosis and other spinal deformities*, 2nd Ed. W.B. Saunders Company, Philadelphia, USA.

17. BROWN R.H., BURSTEIN A.H., NASH C.L., SCHOCK C.C. (1976). Spinal Analysis using a Three-Dimensional Radiographic Technique. *J. Biomech.*, 9, 355-365.
18. CHERIET F., DANSEREAU J., PETIT Y., AUBIN C.-E., LABELLE H., DE GUISE J.A. (1999a). Towards the self-calibration of a multi-view radiographic imaging system for the 3D reconstruction of the human spine and rib cage. *IJPRAI*, 13 (5), 761-779.
19. CHERIET F., DELORME S., DANSEREAU J., AUBIN C.-E., DE GUISE J.A., LABELLE H. (1999b). Reconstruction radiologique peropératoire de la colonne vertébrale scoliotique. *Ann. Chir.*, 53 (8), 808-815.
20. CHEVREL J.P. (1994). Le tronc. *Anatomie clinique*, Springer-Verlag, Paris, France.
21. COBB J.R. (1948). Outline for the study of scoliosis. *Am. Acad. Orthop. Surg. Lect.*, 5, 261-275.
22. COONRAD R.W., MURRELL G.A., MOTLEY G., LYTLE E., HEY L.A. (1998). A logical coronal pattern classification of 2,000 consecutive idiopathic scoliosis. Cases based on the scoliosis research society-defined apical vertebra. *Spine*, 23 (12), 1380-1391.
23. CRUICKSHANK J.L., KOIKE M., DICKSON R.A. (1989). Curve patterns in idiopathic scoliosis. *J. Bone Joint Surg. Br.*, 71-B, 259-263.
24. CUMMINGS R.J., LOVELESS E.A., CAMPBELL J., SAMELSON S., MAZUR J.M. (1998). Interobserver reliability and intraobserver reproducibility of the system of King et al. for the classification of adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg. Am.*, 80 (8), 1107-1111.

25. DANSEREAU J. (1983). *Détermination des paramètres intrinsèques de courbure et de torsion d'un modèle tridimensionnel de la colonne vertébrale scoliothique*, Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal, Canada.
26. DANSEREAU J. (1987). *Rib cage deformation in scoliosis*, Thèse de Doctorat, University of Vermont, USA.
27. DANSEREAU J., LABELLE H., BELLEFLEUR C. (1993). Mesure de la torsion géométrique des colonnes vertébrales scoliothiques reconstruites. *Minerva Ortopedica e Traumatologica*, 44, 529-531.
28. DE GUISE J.A., MARTEL Y. (1988). 3-D biomedical modeling : merging image processing and computer aided design. *IEEE Engineering in medicine and biology society. 10th annual international conference*, New Orléans, USA, 426-427.
29. DE GUISE J.A., POTVIN J., SABOURIN R., DANSEREAU J. (1993). A radiographic knowledge based system for localization of scoliothic vertebral anatomical landmarks. *IV international symposium on computer simulation in biomechanics*, Paris Montlignon, France.
30. DE SMET A.A., ASHER M.A., COOK L.T., GOIN J.E., SCHEUCH H.G., ORRICK J.M. (1984). Three-dimensional analysis of right thoracic idiopathic scoliosis. *Spine*, 9 (4), 377-381.
31. DEACON P., ARCHER I A., DICKSON R.A. (1987). The anatomy of spinal deformity: A biomechanical analysis. *Orthopaedics*, 10, 897-903.
32. DEACON P., FLOOD B.M., DICKSON R.A. (1984). Idiopathic scoliosis in three dimensions. A radiographic and morphometric analysis. *J. Bone Joint Surg. Br.*, 66-B (4), 509-512.
33. DELORME S. (1996). *Étude de la modélisation par krigeage géométrique tridimensionnel des vertèbres saines et scoliothiques*, Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal, Canada.

34. DRERUP B. (1985). Improvements in measuring vertebral rotation from the projections of the pedicles. *J. Biomech.*, 18 (5), 369-378.
35. GALLAGHER J.C., HEDLUND L.R., STONR S., MEEGER C. (1988). Vertebral morphometry: normative data. *Bone and Mineral*, 4, 189-196.
36. GEORGE K., RIPPSTEIN J. (1961). A comparative study of the two popular methods of measuring scoliotic deformity of the spine. *J. Bone Joint Surg.*, 43-A (6), 809-818.
37. GODILLON A.P., DANSEREAU J., LABELLE H., DE GUISE J. (1997). Scoliotic spine. is it always a 3D deformity? *Research into Spinal Deformities*, J.A. Sevastik and K.M. Diab, IOS Press, 139-142.
38. GODILLON-MAQUINGHEN A.P., OVERLOT V., AUBIN C.-E., VILLEMURE I., LABELLE H. (2000). Correlation study between indices describing the scoliotic spine. *International meeting of the international research society of spinal deformities*, Clermont-Ferrand, France, 26.
39. GODILLON A.P., LEPOUTRE F.X. (1989). Méthodes de modélisation graphique dans le domaine médical: application à la colonne vertébrale. *Proceeding MICAD*, 497-516.
40. GOLDSTEIN L.A., WAUGH T.R. (1973). Classification and terminology of Scoliosis. *Clin. Orthop. Related Res.*, 93, 10-22.
41. HALLERT B. (1970). *X-ray photogrammetry: Basic geometry and quality*, Elsevier Publishing Company, New York.
42. HARRINGTON P.R. (1960). Surgical instrumentation for management of scoliosis. *J. Bone Joint Surg.*, 40-A, 570.
43. HECQUET J., LEGAYE J., DUVAL-BEAUPÈRE G. (1998). Access to a three dimensional measure of vertebral axial rotation. *Eur. Spine J.*, 7 (3), 206-211.

44. HIERHOLZER E., LÜXMANN G. (1982). Three-dimensional shape analysis of the scoliotic spine using invariant parameters. *J. Biomech.*, 15 (8), 583-598.
45. HINDMARSH J., LARSSON J., MATTSSON O. (1980). Analysis of changes in the scoliotic spine using a three-dimensional radiographic technique. *J. Biomech.*, 13, 279-290.
46. HINES W.W., MONTGOMERY D.C. (1990). *Probability and statistic in engineering and management science*, 3rd edition.
47. HO E.K.W., CHAN F.L., LEONG J.C.Y. (1993). New methods of measuring vertebral rotation from computed tomographic scans. *Spine*, 18 (9), 1173-1177.
48. KAPANDJI I.A. (1979). *Physiologie articulaire, Fascicule III*, 3e Édition, Maloine S.A. Editeur, Paris.
49. KAUFFMANN C., DE GUISE J.A. (1997). Digital radiography segmentation of scoliotic vertebral body using deformable models. *Symposium Of Medical Imaging*, California, USA, 22-28.
50. KING H. A., MOE J. H., BRADFORD D. S., WINTER R. B. (1983). The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J. Bone Joint Surg.*, 65-A (9), 1302-1313.
51. KOJIMA T., KUROKAWA T. (1992). Quantitation of three-dimensional deformity of idiopathic scoliosis. *Spine*, 17 (3S), S22-S29.
52. KOTHE R., O'HOLLERAN J.D., LIU W., PANJABI M.M. (1996). Internal architecture of the thoracic pedicle. *Spine*, 21 (3), 264-270.
53. LABELLE H., DANSEREAU J., BELLEFLEUR C., POITRAS B. (1992). Étude de l'effet immédiate du corset de Boston sur la colonne lombaire scoliotique. *Ann. Chir.*, 46 (9), 814-820.

54. LABELLE H., DANSEREAU J., BELLEFLEUR C., POITRAS B. (1996). Three-dimensional effect of the Boston brace on the thoracic spine and rib cage. *Spine*, 21 (1), 56-64.
55. LABELLE H., DELORME S., AUBIN C.-É., DE GUISE J., RIVARD C.-H., POITRAS B., COILLARD C., DANSEREAU J. (1999). A comparative study of two instrumentation techniques for the surgical correction of idiopathic scoliosis. *Research into Spinal Deformities*, I.A.F. Stokes, IOS Press.
56. LANDRY C., LABELLE H., DANSEREAU J., LIBERGE J., ASHER M., DE GUISE J. (1998). Caractéristiques morphométriques d'un rachis scoliothique. *Ann. Chir.*, 52 (8), 784-790.
57. LE BORGNE P., SKALLI W., ZELLER R., LAVASTE F. (1997). Three dimensional measurement of vertebral deformity using helicoidal axis. *Research into spinal deformities*, J.A. Sevastik and K.M. Diab, IOS Press.
58. LELONG P., GÉRARD O., MAKRAM-EBEID S., VERDONCK B., BREEUWER M., NIJLUNSING R., CHEUNG J., VELDHUIZEN A. (2000). 3D reconstruction and analysis of the spinal axis. *International meeting of the international research society of spinal deformities*, Clermont-Ferrand, France, 33.
59. LENKE L.G., BETZ R.R., BRIDWELL K.H., CLEMENTS D.H., HARMS J., LOWE T.G., SHUFFLEBARGER H.L. (1998). Intraobserver and interobserver reliability of the classification of thoracic adolescent idiopathic scoliosis. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 80 (8), 1097-1106.
60. LENKE L.G., BRIDWELL K.H., BALDUS C., BLANKE K. (1992). Cotrel-Dubousset instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis. *J. Bone Joint Surg.*, 74 (7), 1056-1067.

61. MARCHAND F. (1983). *Développement d'un système de stéréocinéphotogrammétrie pour l'analyse bilatérale de la démarche*, Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal, Canada.
62. MARKOLF K.L. (1970). Stiffness and damping characteristics of the thoracic-lumbar spine. *Proceeding of workshop on bioengineering approaches to the problems of the spine*.
63. MARZAN G.T. (1976). *Rational design for close-range photogrammetry*, Thèse de doctorat, University of Illinois at Urbana-Champaign, USA.
64. MC NEICE G. M., KORESKA J., RASO J. (1975). Spatial description of the spine in scoliosis. *Advances in Engineering. ASME, Winter Annual Meeting*, Houston, USA, 76.
65. MILLNER P.A., DICKSON R.A. (1996). Idiopathic scoliosis: biomechanics and biology. *Eur. Spine J.*, 5 (6), 362-373.
66. MITTON D., LANDRY C., VÉRON S., SKALLI W., LAVASTE F., DE GUISE J.A. (2000). 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 38, 133-139.
67. MIITULESCU A., DE GUISE J.A., DUBOUSSET J., LABELLE H., ADAMSBAUM C., SKALLI W. (2000). Validation of the NSCP technique on scoliotic vertebrae. *International meeting of the international research society of spinal deformities*, Clermont-Ferrand, France, 32.
68. MORRISSY R.T., GOLDSMITH G.S., HALL E.C., KEHL D., COWIE G.H. (1990). Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have scoliosis. *J. Bone Joint Surg Am.*, 72-A, 320-327.

69. MOUILLESEAU (2000). The orientation of the plane of maximum deformity of a scoliotic curve. *International meeting of the international research society of spinal deformities*, Clermont-Ferrand, France, 30.
70. NASH C.L., MOE J.H. (1969). A study of vertebral rotation. *J. Bone Joint Surg.*, 51-A (2), 223-229.
71. PANJABI M.M., GOEL V., OXLAND T., TAKATA K., DURANCEAU J., KRAG M., PRICE M. (1992). Human lumbar vertebrae: quantitative three-dimensional anatomy. *Spine*, 17 (3), 299-306.
72. PANJABI M.M., TAKATA K., GOEL V., FEDERICO D., OXLAND T., DURANCEAU J., KRAG M. (1991). Thoracic human vertebrae: quantitative three-dimensional anatomy. *Spine*, 16 (8), 888-901.
73. PERDRIOLLE R. (1979). *La scoliose: son étude tridimensionnelle*, Maloine S.A., Paris France.
74. PERDRIOLLE R., BECCHETTI S., VIDAL J., LOPEZ P. (1993). Mechanical process and growth cartilages. Essential factors in the progression of scoliosis. *Spine*, 18 (3), 343-349.
75. PERDRIOLLE R., LE BORGNE P., DANSEREAU J., DE GUISE J., LABELLE H. (1998). Idiopathic scoliosis in three dimensions : a succession of two-dimensional deformities? *Spine*, 59, 389.
76. PONCET P., DANSEREAU J., LABELLE H. (1999a). Geometric torsion in idiopathic scoliosis: a first 3D analysis and a proposal to a new classification. *Research into Spinal Deformities 2*, I.A.F. Stokes, IOS Press, 122-125.
77. PONCET P., TROCHU F., DANSEREAU J. (1999b). Curvilinear three-dimensional modeling of spinal curves with dual kriging. *Computer Methods in Biomechanics and biomedical Engineering*, 2, 295-308.

78. PONSETI I.V., FRIEDMAN B. (1950). Prognosis in idiopathic scoliosis. *J. Bone Joint Surg.*, 32-A, 381-395.
79. POPE M.H., STOKES I.A.F., MORELAND M. (1984). The biomechanics of scoliosis. *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, 11 (3), 157-188.
80. POTVIN J. (1992). *Étude des mesures anthropométriques 2D de la colonne vertébrale*, Projet de fin d'étude, École de Technologie Supérieure, Montréal, Canada.
81. PRICE C.T., SCOTT D.S., REED F.E., RIDDICK M.F. (1990). Nighttime bracing for adolescent idiopathic scoliosis with the Charleston bending brace. preliminary report. *Spine*, 12, 1294-1299.
82. RAB G.T., CHAO E.Y. (1977). Verification of roentgenographic landmarks in the lumbar spine. *Spine*, 2, 287-293.
83. RASO J. (1977). *A geometrical model of the spine in scoliosis*, Mémoire de maîtrise, University of Waterloo, Canada.
84. ROAF R. (1966). The basic anatomy of scoliosis. *J. Bone Joint Surg. Br.*, 48, 786-792.
85. ROBERTSON P.A., STEWART N.R. (2000). The radiologic anatomy of the lumbar and lumbosacral pedicles. *Spine*, 25 (6), 709-715.
86. ROUVIÈRES R. (1974). *Anatomie humaine, descriptive, topographique et fonctionnelle*, Tome II, 11ème édition, Masson et Cie, Paris, France.
87. ROYE D.P., FARCY J.-P., RICKERT J.B., GODFRIED D. (1992). Results of spinal instrumentation of adolescent idiopathic scoliosis by king type. *Spine*, 17 (8S), S270-S273.
88. SCHULTHESS W. (1905-1907). Die Pathologie und Therapie der Rückgratsverkrümmungen. *Joachimsthal Handbuch der orthopädischen Chirurgie*, Bd. 1a Pt.2. jena, Gustave Fischer.

89. SCHULTZ A.B., BELYTSCHKO T.B., ANDRIACCHI T.P. (1973). Analog studies of forces in the human spine: mechanical properties and motions segment behavior. *J. Biomech.*, 6, 373-383.
90. SCOLES P.V., LINTON A.E., LATIMER B., LEVY M.E., DIGIOVANNI B.F. (1988). Vertebral body and posterior element morphology: the normal spine in middle life. *Spine*, 13 (10), 1082-1086.
91. SOMERVILLE E.W. (1952). Rotational lordosis: the development of the single curve. *J. Bone Joint Surg. Br.*, 34, 421-427.
92. STOKES I.A.F. (1994). Three-dimensional terminology of spinal deformity. *Spine*, 19 (2), 236-248.
93. STOKES I.A.F., ARONSON D.D., RONCHETTI P.J., LABELLE H., DANSEREAU J. (1993). Reexamination of the Cobb and Fergusson angles: bigger is not always better. *J. Spinal Disord.*, 6 (4), 333-338.
94. STOKES I.A.F., ARONSSON D.D. (2000). Rule-based algorithm for automated King-type classification of idiopathic scoliosis. *International meeting of the international research society of spinal deformities*, Clermont-Ferrand, France, 28.
95. STOKES I.A.F., BIGALOW L.C., MORELAND M.S. (1986). Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis. *Spine*, 11 (3), 213-218.
96. STOKES I.A.F., BIGALOW L.C., MORELAND M.S. (1987). Three-dimensional spinal curvature in idiopathic scoliosis. *J. Orthop. Res.*, 5, 102-113.
97. SUZUKI S., YAMAMURO T., SHIKATA J., SHIMIZU K., IIDA H. (1989). Ultrasound measurement of vertebral rotation in idiopathic scoliosis. *J. Bone Joint Surg.*, 71-B (2), 252-255.
98. TROCHU F. (1993). A contouring program based on Dual Kriging interpolation. *Engineering with Computers*, 9, 160-177.

99. VILLEMURE I., AUBIN C.-E., DANSEREAN J., PETIT Y., LABELLE H. (1999). Étude des relations entre les courbures rachidiennes et les déformations vertébrales et discales dans la scoliose idiopathique. *Ann. Chir.*, 53 (8), 798-807.
100. WATTS H.G., HALL J.E, STANISH W. (1977). The Boston brace system for the treatment of low thoracic and lumbar scoliosis by the use of a girdle without superstructure. *Clin. Orthop.*, 126, 87-92.
101. WHITE A.A., PANJABI M.M. (1990). *Clinical biomechanics of the spine*, 2nd edition, JB Lippincott Company, Philadelphia, USA.
102. WINER B.J. (1971). *Statistical principles in experimental design*, 2nd edition New-York: Mc-Graw Hill, Inc, 529-532.
103. XIONG B., SEVASTIK B., WILLERS U., SEVASTIK J., HEDLUND R. (1995). Structural vertebral changes in the horizontal plane in idiopathic scoliosis and then long-term corrective effect of spine instrumentation. *Eur. Spine J.*, 4, 11-14.
104. XIONG B., SEVASTIK J., HEDLUND R., SEVASTIK B. (1994). Sagittal configuration of the spine and growth of the posterior elements in early scoliosis. *J. Orthop. Res.*, 12, 113-118.

ANNEXE 1 - RÉSULTATS DE POTVIN (1992)

Tableau A - 1.1 : Distance des centres des plateaux vertébraux par rapport au centre du plateau inférieur de L5 en pourcentage de la longueur de la colonne (Potvin, 1992)

Niveau vertébral	Distance à partir du centre du plateau inférieur de L5 (% de la longueur totale de la courbe)
Plateau inférieur de L5	0,0
Plateau supérieur de L5	5,7
Plateau inférieur de L4	7,5
Plateau supérieur de L4	13,6
Plateau inférieur de L3	15,4
Plateau supérieur de L3	21,4
Plateau inférieur de L2	23,1
Plateau supérieur de L2	29,0
Plateau inférieur de L1	30,5
Plateau supérieur de L1	36,2
Plateau inférieur de T12	37,6
Plateau supérieur de T12	43,0
Plateau inférieur de T11	44,4
Plateau supérieur de T11	49,4
Plateau inférieur de T10	50,6
Plateau supérieur de T10	55,4
Plateau inférieur de T9	56,5
Plateau supérieur de T9	61,0
Plateau inférieur de T8	62,0
Plateau supérieur de T8	66,3
Plateau inférieur de T7	67,3
Plateau supérieur de T7	71,6
Plateau inférieur de T6	72,6
Plateau supérieur de T6	76,8
Plateau inférieur de T5	77,8
Plateau supérieur de T5	81,9
Plateau inférieur de T4	82,8
Plateau supérieur de T4	86,8
Plateau inférieur de T3	87,7
Plateau supérieur de T3	91,4
Plateau inférieur de T2	92,3
Plateau supérieur de T2	95,9
Plateau inférieur de T1	96,8
Plateau supérieur de T1	100,0

ANNEXE 2 - TABLEAU RÉCAPITULATIF DES DIFFÉRENTES MÉTHODES DE MESURE DE ROTATION AXIALE

Tableau A - 2.1 : Comparaison des méthodes de mesure de rotation axiale

Niveau Rotation max vs apical	Inconvénients	Avantages	Points utilisés	Dimension	Auteur	Technique
Non étudiée	<p>Seulement qualitatif</p> <p>Distorsion importante de l'apophyse épineuse scoliotique</p> <p>Variation de la valeur selon le niveau vertébral</p> <p>Non-considération de l'inclinaison latérale</p> <p>Problème de perte de définition des points</p> <p>Influence des rotations des vertèbres adjacentes sur la rotation étudiée</p> <p>Sur vertèbres saines</p>	<p>La première</p>	Apophyse épineuse	2D	Cobb	Radiographies biplanaires
≠	<p>Seulement qualitatif</p> <p>Non-considération de l'inclinaison latérale</p> <p>Valeurs surestimées (la classe 0 ne correspond pas à des rotations nulles)</p> <p>Problème de perte de définition des points</p> <p>Sur vertèbres saines</p>	<p>Constance des valeurs selon le niveau vertébral</p> <p>Distorsion des pédicules plus faibles</p> <p>Corrélation entre le décalage des pédicules et l'angle de rotation</p>	Pédicule	2D	Nash et Moe	
Non étudiée	<p>Problème de perte de définition des points</p> <p>Rotation importante (>30°) imprécise</p> <p>Approximation due à l'étalement</p>	<p>Facilité</p> <p>Rapidité</p> <p>Applicable en clinique</p>	Pédicule Médians latéraux	2D	Perdriolle	
Non étudiée	<p>Paramètres de la formule non validés pour les jeunes enfants</p> <p>Erreur d'identification de 1 mm sur les pédicules/axes de la vertèbre → erreur de 2,2°/4,4° en rotation</p>	<p>Intègre la profondeur du corps vertébral</p> <p>Simplicité de la formule en 2D</p> <p>Déviation standard de 3,6° et de 2,44° en comparaison avec la stéréoradiographie</p>	Pédicule	2D/3D	Stokes	
Non étudiée	<p>Problème de perte de définition des points</p> <p>Un peu longue</p>	<p>Vraies valeurs de rotation 3D</p> <p>Prise en compte de l'inclinaison latérale</p>	Pédicule Médians latéraux	3D	Hecquet	

Tableau A - 2.1 : Comparaison des méthodes de mesure de rotation axiale (suite)

Technique	Auteur	Dimension	Points utilisés	Avantages	Inconvénients	Niveau Rotation max vs apical
CT-scan	Drerup	2D	Pédicule	Valeur correcte pour les vertèbres symétriques Erreur $\pm 5^\circ$	Haute radiation Visualisation difficile des repères Hypothèse fautive de symétrie des vertèbres scoliothiques lors de forte rotation Non considération de l'anatomie vertébrale Dépendance par rapport à la position du patient/inclinaison des tranches \rightarrow rotations estimées en fonction des rotations adjacentes Dépendance par rapport au choix de la section CT-scan pour l'identification des points Valeurs imprécises pour de fortes inclinaisons	Non étudiée
	Ho	2D	Jonction des lames Jonction lames/pédicules	Bonne reproductibilité (sauf pour T10) Bonne corrélation entre la lecture mécanique et la valeur de rotation calculée	Haute radiation Dépendance par rapport au choix de la section CT-scan pour l'identification des points Visualisation difficile des repères Valable seulement pour de faibles inclinaisons	\neq
IRM	Acarollu	2D			Haute radiation Dépendance par rapport au choix de la section CT-scan pour l'identification des points Visualisation difficile des repères	=
	Birchall	2D	Jonction des lames Jonction lames/pédicules	Faible radiation Très reproductible Erreur de $3,29^\circ \pm 1,86^\circ$ Mesures de rotations intervertébrales et intravertébrales	Coût élevé Pas de valeurs de référence (comparaison avec valeurs de Perdriolle)	=
	Suzuki	2D	Lames	Aucune radiation Corrélation Cobb/rotation lombaire Facilité et rapidité	Imprécision Perte de la relation de linéarité Cobb/rotation lors du port d'un corset Valeurs faibles de lordose et cyphose	=

ANNEXE 3 - EXEMPLES DE MODÈLE MOYEN 2D

La première partie de cette annexe fournit un exemple de « fichier ortho » : le modèle moyen 2D frontal thoracique droite à angle de Cobb compris entre 30 et 60°.

```
# ---- General ----
                                Plat_Sup_Cent    0.0346    0.7676

Dossier: modele TD/PA_0/30_60      Objet: Vertebre_T6
Grid_2D: # ---- tag ---- x ---- y
Traitement: Sans Corset            Ped_Inf_D    0.0865    0.7093
                                Ped_Inf_G    0.0327    0.6905
                                Ped_Sup_D    0.0789    0.7296
                                Ped_Sup_G    0.0265    0.7103
# ---- DATA 2D ----
                                Plat_Inf_Cent   0.0709    0.6756
Photo: PA_0 # ----
                                Plat_Sup_Cent   0.0553    0.7172

Objet: Vertebre_T1                Objet: Vertebre_T7
Grid_2D: # ---- tag ---- x ---- y -- Grid_2D: # ---- tag ---- x ---- y
    Ped_Inf_D    0.0354    0.9453      Ped_Inf_D    0.1036    0.6512
    Ped_Inf_G   -0.0350    0.9432      Ped_Inf_G    0.0483    0.6372
    Ped_Sup_D    0.0345    0.9618      Ped_Sup_D    0.0975    0.6739
    Ped_Sup_G   -0.0342    0.9604      Ped_Sup_G    0.0440    0.6588
    Plat_Inf_Cent 0.0011    0.9251      Plat_Inf_Cent 0.0865    0.6215
    Plat_Sup_Cent 0.0000    0.9605      Plat_Sup_Cent 0.0749    0.6653

Objet: Vertebre_T2                Objet: Vertebre_T8
Grid_2D: # ---- tag ---- x ---- y -- Grid_2D: # ---- tag ---- x ---- y
    Ped_Inf_D    0.0350    0.9031      Ped_Inf_D    0.1143    0.5885
    Ped_Inf_G   -0.0295    0.8980      Ped_Inf_G    0.0568    0.5833
    Ped_Sup_D    0.0335    0.9206      Ped_Sup_D    0.1115    0.6137
    Ped_Sup_G   -0.0304    0.9160      Ped_Sup_G    0.0557    0.6065
    Plat_Inf_Cent 0.0046    0.8770      Plat_Inf_Cent 0.0935    0.5657
    Plat_Sup_Cent 0.0013    0.9151      Plat_Sup_Cent 0.0893    0.6108

Objet: Vertebre_T3                Objet: Vertebre_T9
Grid_2D: # ---- tag ---- x ---- y -- Grid_2D: # ---- tag ---- x ---- y
    Ped_Inf_D    0.0389    0.8579      Ped_Inf_D    0.1157    0.5237
    Ped_Inf_G   -0.0202    0.8467      Ped_Inf_G    0.0564    0.5291
    Ped_Sup_D    0.0354    0.8764      Ped_Sup_D    0.1166    0.5509
    Ped_Sup_G   -0.0236    0.8660      Ped_Sup_G    0.0592    0.5544
    Plat_Inf_Cent 0.0142    0.8270      Plat_Inf_Cent 0.0899    0.5074
    Plat_Sup_Cent 0.0059    0.8667      Plat_Sup_Cent 0.0943    0.5543

Objet: Vertebre_T4                Objet: Vertebre_T10
Grid_2D: # ---- tag ---- x ---- y -- Grid_2D: # ---- tag ---- x ---- y --
    Ped_Inf_D    0.0499    0.8107      Ped_Inf_D    0.1071    0.4568
    Ped_Inf_G   -0.0052    0.7936      Ped_Inf_G    0.0463    0.4712
    Ped_Sup_D    0.0438    0.8293      Ped_Sup_D    0.1124    0.4867
    Ped_Sup_G   -0.0106    0.8131      Ped_Sup_G    0.0538    0.4992
    Plat_Inf_Cent 0.0304    0.7772      Plat_Inf_Cent 0.0765    0.4457
    Plat_Sup_Cent 0.0172    0.8167      Plat_Sup_Cent 0.0883    0.4952

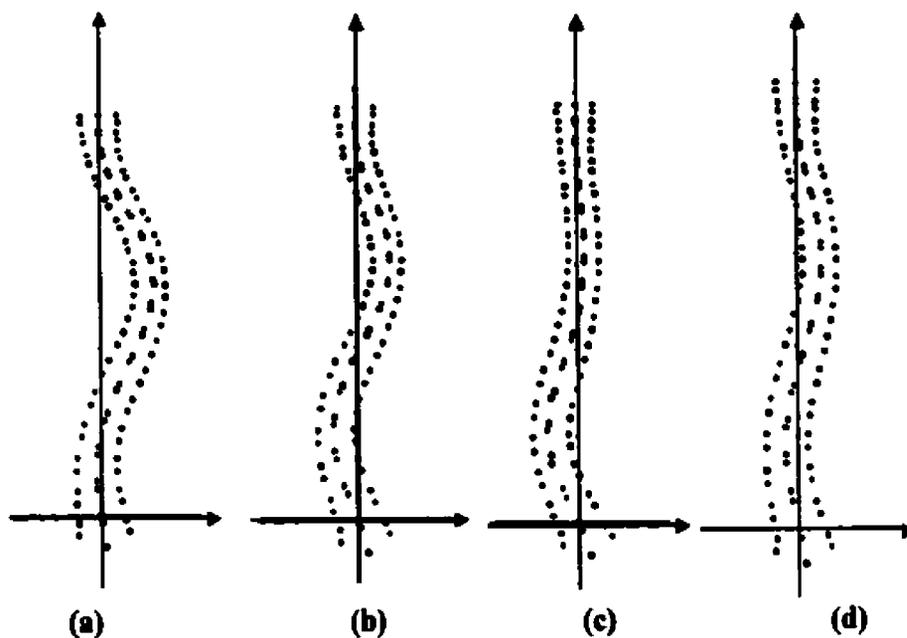
Objet: Vertebre_T5                Objet: Vertebre_T11
Grid_2D: # ---- tag ---- x ---- y -- Grid_2D: # ---- tag ---- x ---- y --
    Ped_Inf_D    0.0671    0.7618      Ped_Inf_D    0.0906    0.3868
    Ped_Inf_G    0.0135    0.7421      Ped_Inf_G    0.0265    0.4074
    Ped_Sup_D    0.0596    0.7809      Ped_Sup_D    0.0997    0.4185
    Ped_Sup_G    0.0069    0.7615      Ped_Sup_G    0.0375    0.4380
    Plat_Inf_Cent 0.0507    0.7273      Plat_Inf_Cent 0.0560    0.3822
```

Plat_Sup_Cent	0.0729	0.4330	Demi_G	1	0.008	
Objet: Vertebre_T12			Haut_Disque	1	0.010	
Grid_2D: # ---- tag ---- x ---- y --			Haut_Ped_D	1	0.017	
Ped_Inf_D	0.0698	0.3179	Haut_Ped_G	1	0.017	
Ped_Inf_G	0.0006	0.3384	Haut_Vert	1	0.036	
Ped_Sup_D	0.0796	0.3489	Larg_D	1	0.035	
Ped_Sup_G	0.0115	0.3703	Larg_G	1	0.035	
Plat_Inf_Cent	0.0319	0.3147	dist_ped_inf_D	1	0.035	
Plat_Sup_Cent	0.0501	0.3687	dist_ped_inf_G	1	0.035	
			dist_ped_sup_D	1	0.035	
Objet: Vertebre_L1			dist_ped_sup_G	1	0.034	
Grid_2D: # ---- tag ---- x ---- y --			milieu_plateau	2	0.001	0.943
Ped_Inf_D	0.0487	0.2483	proj_ped_inf_D	1	0.019	
Ped_Inf_G	-0.0210	0.2651	proj_ped_inf_G	1	0.019	
Ped_Sup_D	0.0573	0.2785	proj_ped_sup_D	1	0.036	
Ped_Sup_G	-0.0126	0.2958	proj_ped_sup_G	1	0.037	
Plat_Inf_Cent	0.0103	0.2428	Objet: Vertebre_T2			
Plat_Sup_Cent	0.0265	0.2999	param_geo: # -- nom -- nbIdx ---- Idx			
Objet: Vertebre_L2			Angle_D	1	0.000	
Grid_2D: # ---- tag ---- x ---- y --			Angle_G	1	0.000	
Ped_Inf_D	0.0344	0.1783	Centre_Ped_D	2	0.034	0.912
Ped_Inf_G	-0.0375	0.1869	Centre_Ped_G	2	-0.030	0.907
Ped_Sup_D	0.0391	0.2084	Demi_D	1	0.006	
Ped_Sup_G	-0.0327	0.2181	Demi_G	1	0.005	
Plat_Inf_Cent	-0.0040	0.1653	Haut_Disque	1	0.011	
Plat_Sup_Cent	0.0057	0.2264	Haut_Ped_D	1	0.018	
Objet: Vertebre_L3			Haut_Ped_G	1	0.018	
Grid_2D: # ---- tag ---- x ---- y --			Haut_Vert	1	0.039	
Ped_Inf_D	0.0318	0.1055	Larg_D	1	0.033	
Ped_Inf_G	-0.0465	0.1057	Larg_G	1	0.032	
Ped_Sup_D	0.0317	0.1357	dist_ped_inf_D	1	0.033	
Ped_Sup_G	-0.0449	0.1366	dist_ped_inf_G	1	0.032	
Plat_Inf_Cent	-0.0069	0.0832	dist_ped_sup_D	1	0.033	
Plat_Sup_Cent	-0.0063	0.1463	dist_ped_sup_G	1	0.031	
Objet: Vertebre_L4			dist_ped_sup_D	1	0.031	
Grid_2D: # ---- tag ---- x ---- y --			milieu_plateau	2	0.003	0.896
Ped_Inf_D	0.0395	0.0326	proj_ped_inf_D	1	0.024	
Ped_Inf_G	-0.0458	0.0268	proj_ped_inf_G	1	0.024	
Ped_Sup_D	0.0353	0.0607	proj_ped_sup_D	1	0.041	
Ped_Sup_G	-0.0455	0.0557	proj_ped_sup_G	1	0.042	
Plat_Inf_Cent	0.0000	0.0000	Objet: Vertebre_T3			
Plat_Sup_Cent	-0.0061	0.0627	param_geo: # -- nom -- nbIdx ---- Idx			
Objet: Vertebre_L5			Angle_D	1	0.000	
Grid_2D: # ---- tag ---- x ---- y --			Angle_G	1	0.000	
Ped_Inf_D	0.0543	-0.0394	Centre_Ped_D	2	0.037	0.867
Ped_Inf_G	-0.0427	-0.0472	Centre_Ped_G	2	-0.022	0.856
Ped_Sup_D	0.0478	-0.0129	Demi_D	1	0.006	
Ped_Sup_G	-0.0406	-0.0192	Demi_G	1	0.004	
Plat_Inf_Cent	0.0093	-0.0769	Haut_Disque	1	0.011	
Plat_Sup_Cent	0.0029	-0.0178	Haut_Ped_D	1	0.019	
			Haut_Ped_G	1	0.020	
			Haut_Vert	1	0.041	
			Larg_D	1	0.031	
			Larg_G	1	0.029	
			dist_ped_inf_D	1	0.031	
			dist_ped_inf_G	1	0.029	
			dist_ped_sup_D	1	0.031	
			dist_ped_sup_G	1	0.029	
			milieu_plateau	2	0.010	0.847
			proj_ped_inf_D	1	0.025	
			proj_ped_inf_G	1	0.027	
			proj_ped_sup_D	1	0.044	
			proj_ped_sup_G	1	0.046	
# ---- DATA PARAM ----			Objet: Vertebre_T4			
Objet: Vertebre_T1						
param_geo: # -- nom -- nbIdx ---- Idx						
Angle_D	1	0.000				
Angle_G	1	-0.001				
Centre_Ped_D	2	0.035	0.954			
Centre_Ped_G	2	-0.035	0.952			
Demi_D	1	0.008				

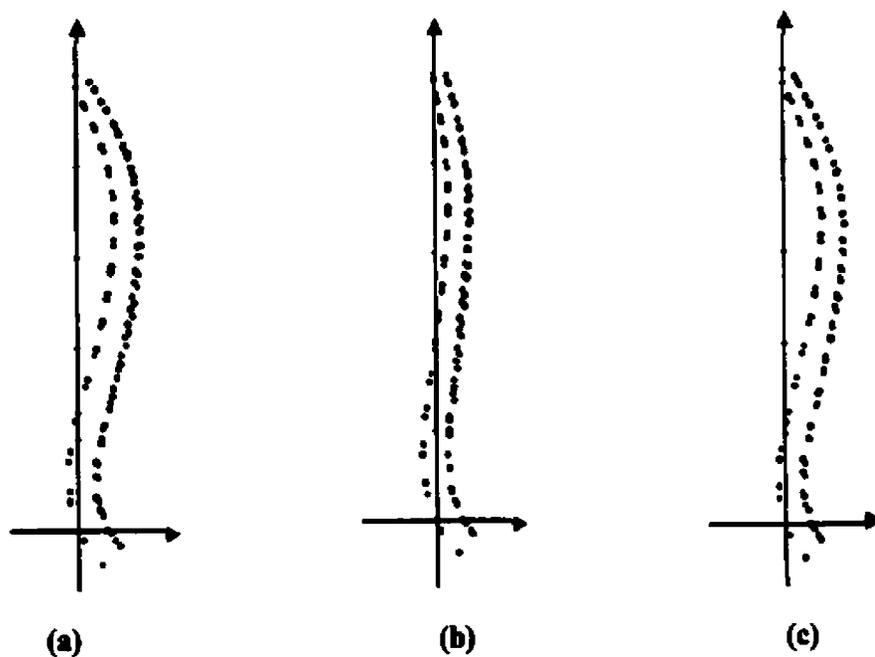
Larg_D	1	0.024		Centre_Ped_G	2	0.006	0.354
Larg_G	1	0.035		Demi_D	1	0.026	
dist_ped_inf_D	1	0.024		Demi_G	1	0.028	
dist_ped_inf_G	1	0.035		Haut_Disque	1	0.016	
dist_ped_sup_D	1	0.023		Haut_Ped_D	1	0.033	
dist_ped_sup_G	1	0.035		Haut_Ped_G	1	0.034	
milieu_plateau	2	0.092	0.531	Haut_Vert	1	0.057	
proj_ped_inf_D	1	0.019		Larg_D	1	0.035	
proj_ped_inf_G	1	0.019		Larg_G	1	0.037	
proj_ped_sup_D	1	0.046		dist_ped_inf_D	1	0.035	
proj_ped_sup_G	1	0.044		dist_ped_inf_G	1	0.037	
				dist_ped_sup_D	1	0.035	
				dist_ped_sup_G	1	0.037	
Objet: Vertebre T10				milieu_plateau	2	0.041	0.342
param_geo: # -- nom -- nbIdx ----- Idx				proj_ped_inf_D	1	0.015	
Angle_D	1	0.000		proj_ped_inf_G	1	0.013	
Angle_G	1	0.000		proj_ped_sup_D	1	0.048	
Centre_Ped_D	2	0.110	0.472	proj_ped_sup_G	1	0.047	
Centre_Ped_G	2	0.050	0.485				
Demi_D	1	0.018		Objet: Vertebre L1			
Demi_G	1	0.019		param_geo: # -- nom -- nbIdx ----- Idx			
Haut_Disque	1	0.013		Angle_D	1	0.000	
Haut_Ped_D	1	0.031		Angle_G	1	0.000	
Haut_Ped_G	1	0.029		Centre_Ped_D	2	0.053	0.263
Haut_Vert	1	0.051		Centre_Ped_G	2	-0.017	0.280
Larg_D	1	0.027		Demi_D	1	0.028	
Larg_G	1	0.035		Demi_G	1	0.031	
dist_ped_inf_D	1	0.027		Haut_Disque	1	0.017	
dist_ped_inf_G	1	0.035		Haut_Ped_D	1	0.032	
dist_ped_sup_D	1	0.026		Haut_Ped_G	1	0.032	
dist_ped_sup_G	1	0.035		Haut_Vert	1	0.060	
milieu_plateau	2	0.082		Larg_D	1	0.036	
0.470				Larg_G	1	0.036	
proj_ped_inf_D	1	0.018		dist_ped_inf_D	1	0.036	
proj_ped_inf_G	1	0.018		dist_ped_inf_G	1	0.036	
proj_ped_sup_D	1	0.049		dist_ped_sup_D	1	0.036	
proj_ped_sup_G	1	0.047		dist_ped_sup_G	1	0.037	
				milieu_plateau	2	0.018	0.271
Objet: Vertebre T11				proj_ped_inf_D	1	0.016	
param_geo: # -- nom -- nbIdx ----- Idx				proj_ped_inf_G	1	0.013	
Angle_D	1	0.000		proj_ped_sup_D	1	0.048	
Angle_G	1	0.000		proj_ped_sup_G	1	0.045	
Centre_Ped_D	2	0.095	0.403				
Centre_Ped_G	2	0.032	0.423	Objet: Vertebre L2			
Demi_D	1	0.022		param_geo: # -- nom -- nbIdx ----- Idx			
Demi_G	1	0.023		Angle_D	1	0.000	
Haut_Disque	1	0.015		Angle_G	1	0.000	
Haut_Ped_D	1	0.033		Centre_Ped_D	2	0.037	0.193
Haut_Ped_G	1	0.033		Centre_Ped_G	2	-0.035	0.202
Haut_Vert	1	0.054		Demi_D	1	0.028	
Larg_D	1	0.031		Demi_G	1	0.030	
Larg_G	1	0.036		Haut_Disque	1	0.019	
dist_ped_inf_D	1	0.032		Haut_Ped_D	1	0.031	
dist_ped_inf_G	1	0.036		Haut_Ped_G	1	0.032	
dist_ped_sup_D	1	0.030		Haut_Vert	1	0.062	
dist_ped_sup_G	1	0.035		Larg_D	1	0.036	
milieu_plateau	2	0.064	0.408	Larg_G	1	0.037	
proj_ped_inf_D	1	0.016		dist_ped_inf_D	1	0.036	
proj_ped_inf_G	1	0.015		dist_ped_inf_G	1	0.037	
proj_ped_sup_D	1	0.048		dist_ped_sup_D	1	0.036	
proj_ped_sup_G	1	0.048		dist_ped_sup_G	1	0.037	
				milieu_plateau	2	0.001	0.196
Objet: Vertebre T12				proj_ped_inf_D	1	0.019	
param_geo: # -- nom -- nbIdx ----- Idx				proj_ped_inf_G	1	0.016	
Angle_D	1	0.000		proj_ped_sup_D	1	0.050	
Angle_G	1	0.000		proj_ped_sup_G	1	0.048	
Centre_Ped_D	2	0.075	0.333				

				Longueur_col	1	1.000				
Objet: Vertebre_L3				dist_ped_inf_D	1	0.043				
param_geo: #	-- nom	-- nbIdx	----- Idx	dist_ped_inf_G	1	0.043				
	Angle_D	1	0.080	dist_ped_sup_D	1	0.041				
	Angle_G	1	0.000	dist_ped_sup_G	1	0.040				
	Centre_Ped_D	2	0.032 0.121	milieu_plateau	2	-0.003 0.031				
	Centre_Ped_G	2	-0.046 0.121	proj_ped_inf_D	1	0.029				
	Demi_D	1	0.026	proj_ped_inf_G	1	0.031				
	Demi_G	1	0.026	proj_ped_sup_D	1	0.057				
	Haut_Disque	1	0.021	proj_ped_sup_G	1	0.060				
	Haut_Ped_D	1	0.030	Objet: Vertebre_L5						
	Haut_Ped_G	1	0.031	param_geo: #	-- nom	-- nbIdx	----- Idx			
	Haut_Vert	1	0.064		Angle_D	1	0.001			
	Larg_D	1	0.038		Angle_G	1	-0.001			
	Larg_G	1	0.039		Centre_Ped_D	2	0.051 0.026			
	dist_ped_inf_D	1	0.039		Centre_Ped_G	2	-0.042 0.033			
	dist_ped_inf_G	1	0.040		Demi_D	1	0.014			
	dist_ped_sup_D	1	0.038		Demi_G	1	0.011			
	dist_ped_sup_G	1	0.039		Haut_Ped_D	1	0.028			
	milieu_plateau	2	-0.007 0.115		Haut_Ped_G	1	0.029			
	proj_ped_inf_D	1	0.023		Haut_Vert	1	0.060			
	proj_ped_inf_G	1	0.022		Larg_D	1	0.047			
	proj_ped_sup_D	1	0.053		Larg_G	1	0.046			
	proj_ped_sup_G	1	0.053		dist_ped_inf_D	1	0.049			
Objet: Vertebre_L4				dist_ped_inf_G	1	0.048				
param_geo: #	-- nom	-- nbIdx	----- Idx	dist_ped_sup_D	1	0.045				
	Angle_D	1	0.000	dist_ped_sup_G	1	0.043				
	Angle_G	1	0.000	milieu_plateau	2	0.006 0.047				
	Centre_Ped_D	2	0.037 0.047	proj_ped_inf_D	1	0.033				
	Centre_Ped_G	2	-0.046 0.041	proj_ped_inf_G	1	0.035				
	Demi_D	1	0.020	proj_ped_sup_D	1	0.060				
	Demi_G	1	0.018	proj_ped_sup_G	1	0.063				
	Haut_Disque	1	0.018							
	Haut_Ped_D	1	0.029							
	Haut_Ped_G	1	0.029							
	Haut_Vert	1	0.064							
	Larg_D	1	0.042							
	Larg_G	1	0.041							

De plus, à la figure A – 3.1, les modèles moyens frontaux TD 30-60°, TDLG 30-60°, LG 30-60° et global sont représentés, chaque point correspondant à un repère anatomique. Enfin, trois exemples de modèles moyens latéraux Cyphose-Lordose, Dos-Plat et global sont illustrés par la figure A – 3.2.



**Figure A - 3.1 : Représentations de modèles moyens frontaux : (a) TD 30-60° ;
(b) TDLG 30-60° ; (c) LG 30-60° ; (d) global**



**Figure A - 3.2 : Représentations de modèles moyens latéraux : (a) Cyphose-
Lordose ; (b) Dos-Plat ; (c) global**

**ANNEXE 4 - RÉSULTATS DE L'ÉVALUATION DU CHOIX DE LA VERTÈBRE
COMME ORIGINE DU REPÈRE DE TRAVAIL ET DES CALCULS
D'ESTIMATION DES COORDONNÉES 2D DES REPÈRES ANATOMIQUES**

Le tableau A-4.1 présente l'ensemble des valeurs des différences RMS en mm pour chacun des six repères anatomiques selon la vertèbre utilisée, L4 ou L5, comme origine du repère de travail et des calculs d'estimation, par la méthode rapide, des coordonnées 2D des repères anatomiques pour la vue frontale de 20 patients atteints d'une scoliose thoracique droite à forte déformation.

Tableau A - 4.1 : Moyenne des RMS en mm sur les coordonnées 2D des six repères anatomiques par vertèbre, estimées par la méthode rapide avec la vertèbre L5 et la vertèbre L4 comme origine du repère de travail et des calculs d'estimation, pour 20 patients TD à angle de Cobb compris entre 30 et 60°

vertèbre	N	ped inf d		ped inf g		ped sup d		ped sup g		plat inf		plat sup	
		L5	L4	L5	L4	L5	L4	L5	L4	L5	L4	L5	L4
T1	20	29	28	29	30	29	29	29	28	1.9	1.7	-	-
T2	20	33	30	33	31	27	26	32	31	33	28	28	25
T3	20	35	36	39	38	29	30	35	35	34	35	40	34
T4	20	35	40	40	42	35	39	39	41	37	41	35	37
T5	20	40	42	41	42	42	43	36	36	36	36	35	37
T6	20	49	51	42	43	42	46	39	40	34	40	33	34
T7	20	52	57	46	51	46	51	43	47	35	42	32	37
T8	20	57	58	44	47	50	53	42	44	35	36	32	37
T9	20	59	49	46	43	57	46	45	42	31	30	33	35
T10	20	49	41	50	40	45	35	44	34	31	23	34	31
T11	20	56	43	55	41	51	37	50	35	44	27	41	25
T12	20	46	34	59	39	50	34	58	38	43	24	42	27
L1	20	42	33	56	41	44	33	53	39	35	25	39	29
L2	20	42	33	47	41	41	34	42	39	38	25	38	26
L3	20	52	27	57	32	54	31	55	35	64	22	56	20
L4	20	50	37	40	38	48	32	41	34	-	-	63	19

Des tests de Student sont encourus sur ces différences RMS. Pour ce faire, il est nécessaire de vérifier la normalité des différences des valeurs RMS obtenues grâce aux deux séries d'expérience pour chaque point. C'est pourquoi le test de Shapiro-Wilk est mené sur la différence entre les RMS obtenus par la méthode rapide utilisant L4 d'une part et L5 d'autre part (figure A – 4.1).

Les histogrammes de distribution normale de la figure A – 4.1 indiquent que les différences entre les RMS des deux séries d'expériences, i.e. en prenant L4 d'une part et L5 d'autre part, suivent une distribution normale (paramètre W fort et valeur de p inférieur à 0,01). Il est donc possible d'appliquer le test de t de Student pour échantillons appariés.

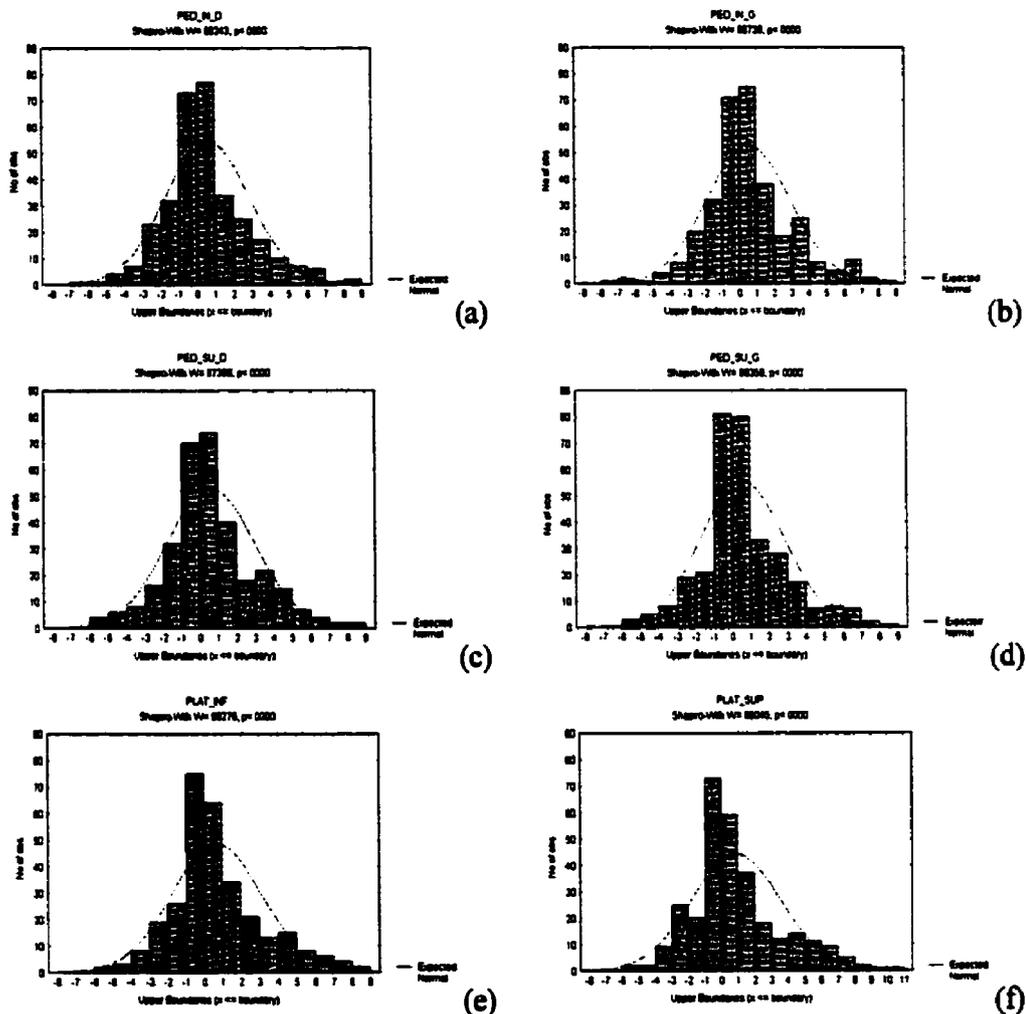


Figure A - 4.1 : Histogrammes de normalité par le test de Shapiro-Wilk des différences des valeurs RMS obtenues par la méthode rapide utilisant L4 et L5 comme origine du repère de travail et des calculs d'estimation des repères anatomiques pour : (a) le pédicule inférieur droit ; (b) le pédicule inférieur gauche ; (c) le pédicule supérieur droit ; (d) le pédicule supérieur gauche ; (e) le plateau inférieur ; (f) le plateau supérieur

ANNEXE 5 - INFLUENCE DU NOMBRE DE POINTS IDENTIFIÉS ET DU MODÈLE MOYEN UTILISÉ

L'étape (1) de la seconde partie de l'étude de sensibilité illustrée à la figure 2.9 concerne la détermination d'un nombre de points identifiés sur la colonne et du modèle moyen adéquat de manière à ce que les repères anatomiques obtenus par la méthode rapide soient les plus proches possibles de ceux fournis par la méthode raffinée. Pour cela, les coordonnées x et y des six repères anatomiques par vertèbre de 20 patients sur la vue frontale et 19 sur la vue latérale atteints d'une scoliose thoracique droite, 16 d'une thoracique droite lombaire gauche et 13 d'une lombaire gauche sur les deux plans radiographiques, préalablement traités par la méthode raffinée, ont été calculées par la méthode rapide, en utilisant 5, 6, 7 ou 8 points avec le modèle moyen spécifique au groupe de scolioses ou le modèle moyen global. De plus, les différences RMS relatives à ces huit combinaisons modèle moyen – nombre de points identifiés le long de la colonne sur les vues frontales et latérales des mêmes patients sont évaluées selon l'équation (19) de la section 2.4.1.

La figure 3.3 de la section 3.2.1 fournit une représentation des six repères anatomiques estimés par la méthode rapide d'une part et obtenus par la méthode raffinée d'autre part, sur les vues frontale et latérale, d'un patient atteint d'une scoliose thoracique droite et présentant des différences RMS 2D peu élevées. Les figures A – 5.1 et A – 5.2 rendent compte de représentations similaires mais pour deux patients atteints respectivement

d'une scoliose lombaire gauche avec des différences RMS 2D moyennes et d'une thoracique droite lombaire gauche présentant des différences RMS 2D relativement élevées. Les représentations issues de la méthode rapide sont dans les deux cas cohérentes et proches de celles résultant de la méthode raffinée.

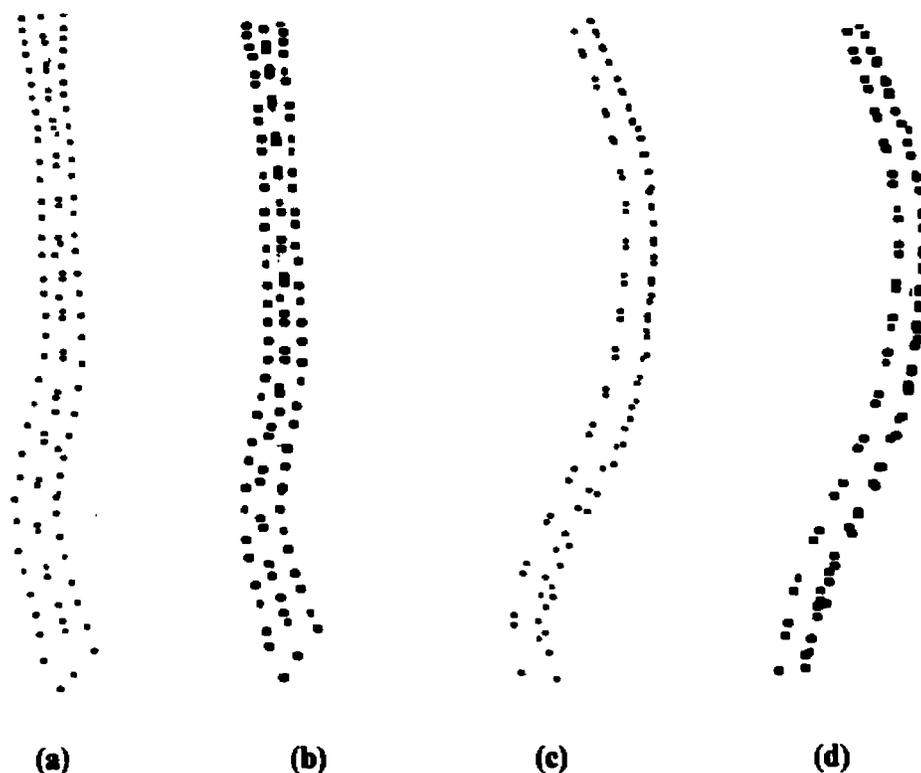


Figure A - 5.1 : Représentation des six repères anatomiques par vertèbre : pour la vue frontale (a) fournis par la méthode raffinée et (b) estimés par la méthode rapide ; pour la vue latérale (c) fournis par la méthode raffinée et (d) estimés par la méthode rapide, pour un patient atteint d'une scoliose LG, présentant des différences RMS 2D moyennes

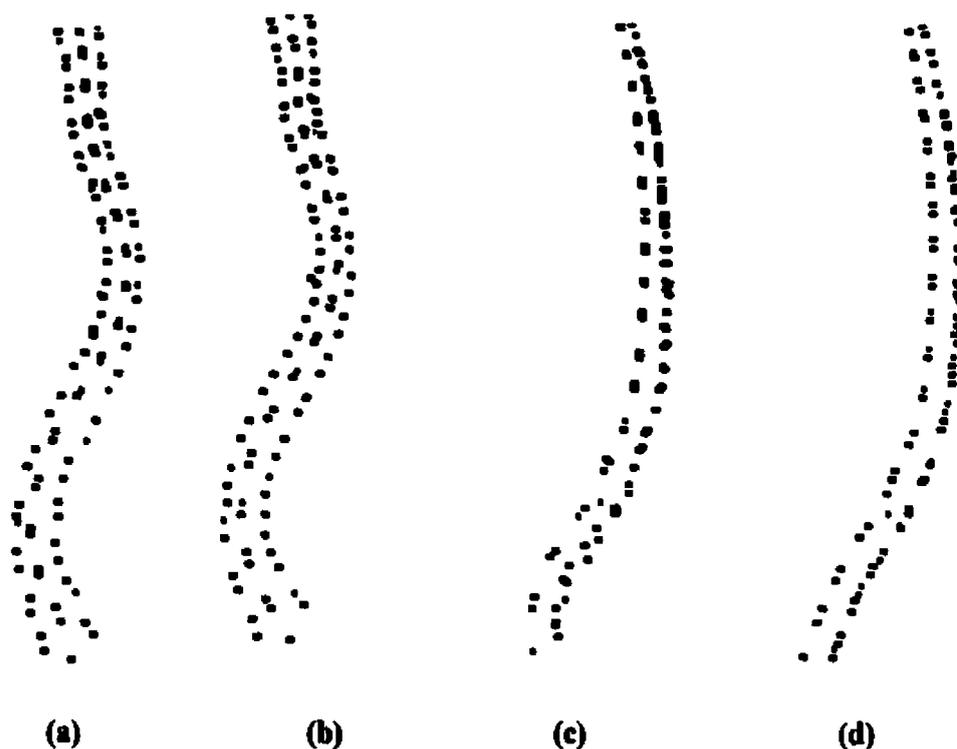


Figure A - 5.2 : Représentation des six repères anatomiques par vertèbre : pour la vue frontale (a) fournis par la méthode raffinée et (b) estimés par la méthode rapide ; pour la vue latérale (c) fournis par la méthode raffinée et (d) estimés par la méthode rapide, pour un patient atteint d'une scoliose TDLG, présentant des différences RMS 2D élevées

Cette annexe présente de plus en premier lieu, les moyennes et écarts-types des différences des coordonnées 2D x et y ainsi que des valeurs RMS obtenues par la méthode raffinée d'une part et la méthode rapide d'autre part pour les huit combinaisons modèle moyen - nombre de points identifiés et ce pour les vues latérales et frontales de chacun des groupes de patients énoncés ci-dessus. Ces moyennes et écarts-types ont été regroupés par pédicules d'une part et plateaux d'autre part.

De plus, pour un nombre donné de point, les différences entre les moyennes obtenues grâce aux modèles spécifique et global sont répertoriées pour chaque type de point de chaque vertèbre dans les quatre dernières colonnes des tableaux A – 5.1 à A – 5.18. En gris apparaissent donc les cas pour lesquels, pour un nombre de points donné, ces différences sont positives, i.e. pour lesquels la méthode rapide utilisant le modèle moyen global fournit des coordonnées 2D ou des valeurs RMS plus proches de celles obtenues par la méthode raffinée que la méthode rapide employant le modèle moyen spécifique.

Tableau A - 5.2 : Moyennes et écarts-types des différences de coordonnées y en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe TD en vue frontale pour les modèles TD et global et 5, 6, 7, 8 points

F	N	modèle TD										différence des valeurs absolues des moments									
		5 points		6 points		7 points		8 points		9 points		10 points		TD5-points		TD6-points		TD7-points		TD8-points	
		mov	écart	mov	écart	mov	écart	mov	écart	mov	écart	mov	écart	mov	écart	mov	écart	mov	écart	mov	écart
1	1	1.55	2.60	0.19	2.05	-0.25	2.15	-0.96	2.26	3.28	2.49	2.12	1.98	1.73	1.98	1.12	2.15	-1.74	-1.92	-1.48	-0.16
1	2	1.08	2.21	0.38	1.64	0.15	1.40	-0.20	1.57	2.08	2.78	1.50	2.15	1.31	2.15	1.00	1.79	-1.03	-1.13	-1.16	-0.80
1	3	3.86	3.08	0.98	2.33	0.15	2.30	-1.02	2.31	6.59	3.02	3.89	2.24	3.09	2.24	1.93	2.19	-2.72	-2.91	-2.94	-0.91
1	4	3.91	3.65	1.61	3.07	0.92	3.03	-0.08	3.24	6.57	3.60	4.45	3.03	3.80	3.03	2.84	3.12	-2.66	-2.84	-2.88	-2.75
1	5	1.63	3.94	-0.58	3.05	-0.51	3.02	-0.46	2.91	5.77	3.83	3.11	3.13	2.98	3.13	2.92	2.82	-4.15	-2.52	-2.47	-2.46
1	6	3.73	4.72	1.07	3.66	0.69	3.92	0.25	3.67	7.52	4.56	4.71	3.76	4.24	3.76	3.64	3.58	-3.78	-3.54	-3.54	-3.36
1	7	0.46	2.61	0.26	3.06	0.09	3.68	-0.20	3.39	3.81	2.60	3.80	2.97	3.75	2.97	3.56	3.31	-3.35	-3.54	-3.66	-3.36
1	8	1.67	4.08	0.91	3.75	0.93	3.90	0.86	3.90	5.36	4.41	3.77	4.47	3.77	4.43	3.83	3.71	-3.51	-3.54	-3.57	-3.57
1	9	1.60	2.78	-0.20	3.81	-1.00	3.70	-1.12	3.49	5.24	2.85	3.60	3.38	2.79	3.38	2.56	3.33	-3.64	-3.41	-3.41	-1.44
1	10	2.27	2.88	1.14	3.59	0.56	3.91	0.29	3.92	5.17	2.96	4.24	3.49	3.72	3.49	3.44	3.77	-2.80	-3.10	-3.10	-3.16
1	11	1.63	3.24	-0.80	3.00	-1.14	4.11	-0.72	4.10	5.41	3.16	2.98	3.98	2.60	3.98	3.01	4.03	-3.78	-2.16	-1.46	-2.28
1	12	3.04	2.87	0.88	3.85	0.30	4.09	0.56	4.24	5.75	2.78	3.65	3.78	3.04	3.78	3.23	4.14	-2.71	-2.78	-2.78	-2.66
1	13	0.88	4.05	-0.26	4.40	-0.98	4.88	-0.66	4.61	4.09	3.99	2.75	4.36	2.12	4.36	2.42	4.55	-3.21	-2.49	-2.49	-1.77
1	14	2.18	3.38	0.40	3.98	-0.15	4.71	0.26	4.42	4.61	3.27	2.73	3.83	2.21	3.83	2.61	4.36	-2.43	-2.33	-2.33	-2.35
1	15	-0.62	4.56	0.38	4.64	-1.26	4.98	-0.55	4.73	1.65	4.67	2.54	4.55	0.92	4.55	1.63	4.76	-1.03	-2.16	-2.16	-1.08
1	16	0.56	3.65	0.60	3.90	-0.72	4.53	-0.15	4.91	2.60	3.62	2.44	3.89	1.17	3.89	1.72	4.03	-1.84	-1.83	-1.83	-1.56
1	17	0.05	4.89	0.10	4.66	-0.66	4.59	-0.36	4.92	1.35	4.89	1.49	4.70	0.62	4.70	0.49	4.97	-1.30	-1.36	-1.36	0.04
1	18	0.00	3.76	0.53	3.63	-0.67	3.93	-0.46	3.87	1.38	3.75	1.95	3.63	0.69	3.63	0.86	3.67	-1.38	-1.42	-1.42	-0.50
1	19	0.78	5.20	0.35	4.63	0.68	4.25	-0.21	4.98	0.90	5.21	0.48	4.84	0.76	4.84	-0.12	5.01	-0.12	-0.10	-0.11	0.08
1	20	0.68	3.89	0.33	3.35	0.28	3.14	-0.42	3.44	1.58	3.68	1.25	3.33	1.16	3.33	0.49	3.43	-0.92	-0.92	-0.92	-0.07
2	1	0.17	3.31	0.51	3.33	0.42	2.87	-0.14	3.22	0.63	3.31	0.85	3.33	0.67	3.33	0.30	3.21	-0.46	-0.44	-0.44	-0.16
2	2	-0.77	3.88	0.19	3.91	0.68	3.63	0.51	3.48	-1.73	3.68	-0.77	3.92	-0.29	3.92	-0.47	3.49	-0.97	-0.59	-0.59	0.05
2	3	-0.90	3.13	0.08	3.16	0.16	2.83	-0.09	2.90	-0.68	3.14	0.30	3.16	0.36	3.16	0.12	2.94	0.22	-0.23	-0.23	-0.03
2	4	0.14	3.83	0.18	4.00	0.47	3.90	0.36	3.39	-0.90	3.93	-0.79	4.11	-0.47	4.11	0.42	3.52	-0.66	-0.62	-0.62	0.84
2	5	-1.20	4.53	0.74	3.50	1.16	3.49	1.11	3.29	-2.00	4.56	-0.07	3.84	0.32	3.84	0.29	3.36	0.22	0.22	0.22	-0.23
2	6	-0.86	3.57	0.29	3.00	0.48	2.82	0.92	2.89	-0.62	3.53	0.52	3.02	0.71	3.02	1.15	2.89	0.24	-0.24	-0.24	0.82
2	7	-2.08	3.36	-0.38	2.87	0.23	2.64	0.52	2.66	-1.88	3.41	0.24	3.24	0.76	3.24	1.30	2.81	-0.64	-0.64	-0.64	0.62
2	8	0.39	3.05	0.41	3.05	0.42	3.05	0.42	3.03	-0.04	3.04	-0.02	3.05	-0.01	3.05	-0.01	3.03	0.35	0.35	0.35	0.41
2	9	-0.79	1.90	-0.23	1.68	-0.03	1.62	0.22	1.60	-1.01	2.01	-0.46	1.73	-0.26	1.73	-0.02	1.59	-0.23	-0.23	-0.23	0.20
2	10	0.21	3.64	0.20	3.52	0.18	3.54	0.18	3.50	-0.46	3.47	-0.47	3.45	-0.46	3.45	-0.49	3.43	-0.25	-0.27	-0.27	-0.31
2	11	0.26	3.13	0.24	3.11	0.22	3.15	0.22	3.15	-0.31	3.06	-0.33	3.03	-0.35	3.03	-0.36	3.07	-0.05	-0.09	-0.09	-0.14
2	12	0.62	3.77	0.24	3.65	-0.01	3.63	-0.07	3.62	1.99	3.75	1.61	3.65	1.36	3.65	1.29	3.60	-0.12	-0.12	-0.12	-0.14
2	13	0.85	3.50	0.52	3.46	0.23	3.52	0.16	3.49	2.65	3.49	2.21	3.43	1.92	3.43	1.87	3.46				

Tableau A - 5.3 : Moyennes et écarts-types des différences de RMS en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe TD en vue frontale pour les modèles TD et global et 5, 6, 7, 8 points

N	modèle TD		modèle global		5, 7 points		6 points		8 points		9 points		différence des valeurs absolues des moyennes					
	ms	ms	ms	ms	ms	ms	ms	ms	ms	ms	ms	ms	ms	TD5-glob	TD6-glob	TD7-glob	TD8-glob	TD9-glob
1	3,27	2,24	2,83	1,86	2,88	1,73	4,27	2,37	3,49	1,78	3,22	1,88	3,02	1,90	-1,00	-0,13	-0,68	-0,10
2	1,30	2,12	0,84	1,45	0,85	1,21	1,02	1,27	2,12	2,80	1,58	1,90	1,17	1,74	-0,62	-0,68	-0,64	-0,89
3	4,72	2,74	3,05	1,39	2,84	1,47	3,04	1,57	7,03	3,02	4,60	2,08	4,00	2,10	-2,31	-0,27	-1,55	-0,69
4	4,37	3,11	2,87	2,10	2,68	1,83	2,75	1,87	6,67	3,81	4,78	2,72	4,18	2,83	-2,30	-0,49	-1,88	-0,61
5	4,65	2,24	3,39	2,02	3,48	1,89	3,41	1,87	6,78	3,13	4,84	2,12	4,81	1,88	-2,34	-0,88	-1,25	-0,10
6	5,25	3,28	3,80	2,17	3,43	2,27	3,03	2,28	8,25	3,84	5,62	2,89	5,27	2,58	-3,00	-0,35	-2,01	-0,52
7	4,11	2,46	3,65	2,20	3,90	2,49	3,69	2,53	6,51	3,48	5,64	3,03	5,77	3,14	-2,40	-1,03	-1,89	-0,85
8	3,50	2,03	3,97	1,99	4,08	2,42	3,89	2,46	6,10	2,80	5,08	2,82	4,82	2,28	-2,60	-0,57	-1,11	-0,63
9	3,42	2,37	3,47	2,37	3,67	2,51	3,51	2,70	5,92	2,80	5,32	2,85	5,05	3,02	-2,50	-0,43	-1,85	-0,47
10	3,84	2,88	4,28	2,13	4,47	2,50	4,40	2,20	6,19	2,82	4,78	2,89	4,88	2,54	-2,35	-0,84	-0,51	-0,47
11	3,81	2,69	3,52	2,40	3,74	2,45	3,70	2,70	6,30	2,98	4,87	3,18	4,34	3,18	-2,50	-0,29	-1,15	-0,75
12	4,34	2,28	4,58	2,24	5,15	2,55	4,78	2,38	5,35	3,34	4,93	3,01	5,23	2,99	-1,01	-1,08	-0,34	-0,77
13	3,55	2,49	3,30	2,48	3,97	2,92	3,73	2,87	5,28	2,84	4,11	2,78	4,19	3,28	-1,73	-0,45	-0,42	-0,31
14	4,68	2,37	4,89	2,36	5,02	2,78	4,82	2,72	6,23	2,83	5,60	2,73	5,80	2,70	-0,64	-0,35	-0,61	-0,24
15	2,95	2,38	3,19	2,48	3,68	2,89	3,21	2,83	5,22	3,18	5,23	2,88	4,92	3,00	-0,52	-0,32	-0,54	-0,28
16	4,70	2,86	4,89	2,80	4,61	2,82	4,72	2,87	6,38	3,22	5,59	3,37	5,56	3,07	-0,10	-0,30	-0,48	-0,15
17	3,11	2,29	2,89	2,41	3,24	2,44	2,84	2,23	3,38	2,55	2,78	2,53	2,77	2,20	-0,24	-0,15	-0,04	-0,08
18	4,46	3,47	4,12	3,40	3,77	3,06	4,29	3,30	4,82	3,47	4,33	3,47	4,13	3,07	-0,35	0,00	-0,20	-0,08
19	3,14	2,41	2,75	2,25	2,68	1,84	2,84	2,23	3,38	2,55	2,78	2,53	2,77	2,20	-0,24	-0,15	-0,04	-0,14
20	4,35	2,32	4,19	2,59	3,92	2,67	4,02	2,53	4,37	2,38	4,31	2,45	4,07	2,41	-0,02	-0,03	-0,12	-0,19
21	3,19	2,03	3,07	2,13	2,61	1,80	2,93	1,86	3,16	2,18	3,05	2,32	2,64	2,01	0,04	-0,15	0,02	-0,19
22	4,19	2,06	4,08	1,85	3,64	2,35	3,60	2,00	4,38	2,18	4,22	1,91	3,74	2,18	-0,19	-0,10	-0,15	0,04
23	3,31	1,77	3,00	1,80	2,55	1,89	2,59	1,79	3,24	1,78	2,97	1,88	2,57	1,94	0,07	-0,01	0,03	-0,08
24	3,90	2,47	4,05	2,54	3,66	2,65	3,61	2,61	4,13	2,32	4,23	2,80	3,81	2,44	-0,23	0,16	-0,18	-0,04
25	3,02	1,81	2,86	1,67	2,68	1,81	2,53	1,65	3,65	1,83	2,88	1,69	2,87	1,78	0,06	-0,01	0,07	-0,02
26	4,58	2,75	3,71	2,55	3,69	2,82	3,82	2,28	4,92	2,57	3,80	2,30	3,66	2,34	-0,34	0,17	-0,09	0,25
27	3,16	2,10	2,73	1,57	2,56	1,59	2,60	1,87	3,07	2,11	2,76	1,82	2,85	1,87	-0,11	-0,01	-0,03	-0,04
28	3,85	2,13	3,62	1,87	3,12	1,88	3,81	1,88	4,11	2,04	3,62	1,86	3,04	1,82	-0,25	0,10	0,00	0,10
29	3,63	2,02	2,47	1,69	2,12	1,69	2,01	1,89	3,45	1,89	2,45	1,89	2,16	1,89	0,08	0,04	0,01	0,00
30	3,45	1,83	3,48	1,85	3,53	1,92	3,49	1,82	3,42	1,84	3,45	1,88	3,50	1,83	0,03	0,09	0,03	0,06
31	1,27	1,70	1,04	1,45	0,97	1,39	1,01	1,34	1,38	1,85	1,14	1,48	1,02	1,40	-0,11	-0,14	-0,09	-0,04
32	4,00	2,11	3,80	2,24	3,91	2,23	3,80	2,18	4,04	1,87	3,85	2,08	3,86	2,08	-0,03	0,14	-0,05	-0,16
33	3,40	2,20	3,36	2,17	3,43	2,20	3,37	2,18	3,38	2,14	3,34	2,11	3,40	2,14	-0,02	0,06	0,02	0,08
34	4,10	2,34	3,80	2,20	3,87	2,50	3,90	2,28	5,05	2,65	4,44	2,44	4,26	2,40	-0,02	0,08	0,02	0,08
35	3,67	2,37	3,11	2,13	3,11	2,19	3,00	2,21	4,65	2,66	3,86	2,45	3,84	2,49	-0,02	0,08	0,02	0,08

Tableau A - 5.6 : Moyennes et écarts-types des différences de RMS en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe TD en vue latérale pour les modèles TD et global et 5, 6, 7, 8 points

N°	Moyennes et écarts-types des différences de RMS en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe TD en vue latérale pour les modèles TD et global et 5, 6, 7, 8 points												différence des valeurs absolues des moyennes								
	1-5 points		6 points		7 points		8 points		9 points		10 points		TD		TD7-glob		TD8-glob				
	MOY	écart	MOY	écart	MOY	écart	MOY	écart	MOY	écart	MOY	écart	MOY	écart	MOY	écart	MOY	écart			
P1	4.01	2.31	3.57	2.12	3.65	2.28	3.35	1.99	3.73	2.21	3.44	2.04	3.43	2.22	3.19	1.99	0.28	0.11	0.13	-0.08	
P2	1.48	2.12	1.32	1.82	1.21	1.81	1.06	1.65	1.66	2.23	1.48	1.98	1.42	1.81	1.25	1.80	-0.18	-0.11	-0.17	-0.14	
P3	5.08	3.73	4.44	2.44	3.97	2.17	4.10	2.08	5.21	3.93	4.52	2.78	3.95	2.63	3.98	2.82	-0.14	-0.19	-0.08	-0.34	
P4	4.12	3.33	3.61	2.34	3.22	2.34	2.85	2.08	4.28	3.42	3.62	2.46	3.26	2.34	2.84	2.13	-0.18	-0.10	-0.01	-0.12	
P5	5.75	3.18	4.58	2.37	4.68	2.46	4.87	2.50	5.91	3.28	4.80	2.50	4.80	2.44	4.79	2.73	-0.15	-0.10	-0.24	-0.12	
P6	5.21	3.87	4.06	2.50	3.84	2.72	3.78	2.66	5.60	3.73	4.26	2.56	4.05	2.66	3.97	2.67	-0.39	0.14	-0.19	-0.08	
P7	5.11	2.83	5.09	2.80	5.72	3.65	5.44	3.87	5.31	3.08	5.40	2.60	5.88	3.67	5.89	3.54	-0.20	-0.26	-0.31	-0.10	
P8	4.65	3.65	3.96	3.08	4.60	3.82	4.50	3.72	4.70	3.65	4.16	3.08	4.71	3.63	4.84	3.79	-0.15	0.10	-0.18	0.00	
P9	6.09	4.50	6.43	3.67	6.28	3.88	6.78	3.88	6.33	4.58	6.63	3.90	6.50	4.20	7.12	4.27	-0.24	-0.07	-0.19	0.05	
P10	4.22	3.85	4.47	3.10	5.00	3.71	5.07	3.97	4.49	3.74	4.66	3.08	5.15	3.66	4.29	4.60	-0.18	0.27	-0.30	-0.25	
P11	4.57	3.90	4.33	3.41	4.59	3.67	4.82	3.78	4.88	3.83	4.40	3.68	4.86	3.82	5.15	3.98	-0.01	0.56	-0.27	-0.25	
P12	6.07	4.16	6.20	3.31	5.59	3.24	5.22	3.24	5.80	3.60	5.43	3.61	6.02	3.82	5.87	4.07	0.27	0.56	-0.23	-0.31	
P13	4.78	3.70	4.28	3.08	3.26	3.98	3.26	3.68	4.23	3.14	4.22	3.72	4.39	3.66	4.21	3.67	0.66	0.56	0.08	-0.47	
P14	5.45	3.46	5.82	3.23	4.54	3.32	4.54	3.27	5.13	3.26	5.94	2.75	5.19	3.02	4.74	2.89	0.32	-0.20	-0.32	0.48	
P15	4.80	3.85	4.38	3.18	3.50	2.48	2.81	2.24	4.07	2.84	4.52	2.85	3.85	2.84	3.14	2.70	0.72	0.41	-0.18	0.22	
P16	5.01	2.78	5.48	3.58	5.26	2.48	5.22	2.67	5.82	2.71	5.77	2.74	5.74	2.61	5.83	2.33	-0.60	0.08	-0.28	0.85	
P17	3.81	2.43	4.00	2.38	3.38	2.24	2.81	1.87	3.77	2.83	4.13	1.86	4.03	2.67	3.47	2.04	0.04	-0.50	-0.13	0.82	
P18	5.65	2.83	5.38	2.80	5.54	2.81	5.80	2.74	6.68	3.57	6.03	3.08	5.85	3.35	6.23	3.23	-1.03	-0.74	-0.64	-0.49	
P19	3.68	2.24	3.68	2.18	3.50	2.70	3.61	2.24	4.11	3.21	3.78	2.42	3.82	2.88	4.02	2.68	-0.43	-0.96	-0.12	-0.28	
P20	5.08	2.89	5.40	2.68	5.08	2.32	5.27	2.49	7.26	4.53	6.22	3.69	5.85	3.82	5.78	3.60	-2.17	-1.64	-0.82	-1.21	
P21	3.43	2.47	3.47	2.35	3.42	2.55	3.74	2.61	5.02	3.48	4.30	3.06	3.68	3.35	4.23	3.17	-1.59	-1.41	-0.83	-0.71	
P22	6.54	4.46	5.17	2.90	5.08	2.64	4.93	2.85	10.75	5.89	8.08	4.78	7.59	4.57	7.02	4.33	-4.21	-1.43	-2.91	-1.88	
P23	3.99	3.43	3.09	2.29	2.96	2.21	3.06	2.01	7.83	4.31	5.31	3.71	4.76	3.84	4.15	3.63	3.84	-0.88	-2.22	-1.43	-1.43
P24	5.78	4.50	5.51	3.12	5.11	3.03	4.84	2.58	11.08	6.47	9.69	4.62	8.58	4.82	7.72	4.45	-4.30	-0.87	-4.08	-1.50	
P25	5.18	3.93	3.63	2.70	3.25	2.34	2.98	2.14	8.29	4.71	6.29	4.71	6.92	5.94	5.78	5.08	3.54	-4.11	-0.78	-3.34	-1.30
P26	4.99	2.87	5.21	2.67	4.85	2.50	4.82	2.82	8.12	4.04	7.84	4.10	7.55	4.00	7.28	3.85	-3.14	-1.37	-2.73	-1.53	
P27	3.67	3.05	3.28	2.37	2.84	2.61	1.88	1.77	3.94	3.68	3.65	3.65	3.94	3.69	5.41	3.39	-3.54	-0.89	-3.40	-1.18	
P28	5.48	3.36	5.37	3.07	3.99	1.80	3.91	1.85	7.29	3.89	7.20	3.70	5.51	2.84	5.24	2.67	-1.81	-0.54	-1.83	-0.63	
P29	4.39	2.98	3.56	2.59	2.34	1.82	2.18	1.56	6.83	3.58	5.78	3.30	4.10	2.74	3.95	2.62	-2.43	-0.88	-2.22	-0.71	
P30	3.54	1.81	3.50	1.87	3.43	1.83	3.45	1.82	3.48	1.88	3.41	1.88	3.33	1.86	3.36	1.84	0.06	0.04	0.04	0.09	
P31	2.51	3.40	3.32	3.29	1.55	2.02	1.47	1.31	3.15	4.10	3.00	4.04	2.25	2.92	2.14	2.71	-0.84	-0.70	-0.88	-0.75	
P32	6.17	3.21	6.01	3.23	6.07	3.22	6.09	3.23	6.83	3.08	6.67	3.09	6.73	3.06	6.76	3.08	0.34	0.14	0.34	0.14	
P33	6.98	5.04	6.85	5.07	6.88	5.09	6.12	7.01	4.81	6.89	4.84	6.91	4.98	6.94	4.98	-0.03	0.18	-0.04	0.18		
P34	5.42	3.39	5.18	2.89	4.92	2.50	4.84	2.89	6.50	3.77	6.10	3.34	5.75	3.41	5.82	3.31					
P35	4.31	3.27	3.84	2.69	3.61	2.69	3.45	2.56	5.43	3.61	4.77	3.10	4.47	3.27	4.25	3.14					

Tableau A - 5.7 : Moyennes et écarts-types des différences de coordonnées x en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe TDLG en vue frontale pour les modèles TDG et global et 5, 6, 7, 8 points

N	modèle TDG		modèle global		5 points		6 points		7 points		8 points		9 points		10 points		différence des valeurs absolues des moyennes				
	modèle	modèle	modèle	modèle	modèle	modèle	modèle	modèle	modèle	modèle	modèle	modèle	modèle	modèle	modèle	modèle	modèle	TDG-G5-glob5	TDG-G7-glob7	TDG-G8-glob8	
F	416	1.85	0.17	1.73	0.12	1.61	0.15	1.46	0.22	1.24	0.09	1.15	0.13	1.02	0.12	0.89	0.08	0.08	0.00	0.03	0.18
	plateau	0.84	-0.19	0.64	-0.28	0.63	-0.21	0.59	-0.08	0.56	-0.22	0.41	-0.30	0.63	-0.24	0.59	-0.12	-0.03	-0.02	-0.03	-0.04
N	416	1.69	-0.30	1.69	-0.52	1.74	-0.30	1.61	0.02	1.72	-0.44	1.58	-0.64	1.75	-0.45	1.62	-0.14	-0.15	-0.13	-0.15	-0.12
	plateau	0.68	-0.24	0.68	-0.52	0.71	-0.29	0.60	0.06	0.65	-0.45	0.74	-0.71	0.80	-0.50	0.70	-0.15	-0.21	-0.19	-0.21	-0.09
P	416	2.00	0.37	2.00	-0.15	1.83	0.01	1.84	0.27	1.93	-0.31	2.04	-0.78	1.87	-0.60	1.87	-0.32	0.05	-0.64	-0.60	-0.08
	plateau	0.85	-0.29	1.01	-0.65	0.90	-0.38	0.85	-0.15	0.88	-0.83	1.14	-1.19	1.01	-0.81	1.08	-0.65	-0.54	-0.54	-0.54	-0.50
R	416	1.73	0.07	1.73	-0.24	1.63	0.09	1.62	0.20	1.64	-0.80	1.78	-1.21	1.67	-0.91	1.65	-0.80	-0.73	-0.87	-0.82	-0.60
	plateau	0.84	-0.60	1.30	-0.69	1.06	-0.40	1.07	-0.38	0.95	-1.28	1.38	-1.44	1.16	-1.16	1.15	-1.13	-0.69	-0.75	-0.76	-0.76
S	416	1.94	0.85	1.94	0.03	1.98	0.44	2.04	2.08	2.08	1.47	1.95	-0.85	1.95	-0.23	2.01	-0.41	-0.61	-0.62	0.21	-0.17
	plateau	0.85	-0.85	1.94	-0.87	1.45	-0.50	1.44	-0.52	1.38	-2.12	1.70	-1.46	1.48	-1.08	1.47	-1.08	-0.54	-0.59	-0.58	-0.57
T	416	1.58	1.66	1.58	0.82	1.65	0.69	1.67	0.66	2.01	-0.81	2.12	-0.28	2.10	0.38	2.08	0.34	-0.35	0.33	0.31	0.32
	plateau	0.82	-0.56	2.08	-0.62	1.85	-0.48	1.59	-0.34	1.54	-0.41	1.43	-1.98	1.91	-0.91	1.84	-0.78	-0.45	-0.44	-0.42	-0.43
V	416	2.52	0.36	2.52	1.07	2.30	0.98	2.20	1.01	2.30	0.84	2.78	1.38	2.56	1.30	2.45	1.33	-0.27	-0.31	-0.32	-0.32
	plateau	1.70	-0.64	1.70	0.01	1.23	-0.10	1.08	0.11	1.17	-0.83	1.82	-1.15	1.31	-0.28	1.13	-0.27	-0.19	-0.13	-0.16	-0.16
X	416	2.24	1.05	2.24	1.27	2.04	1.10	2.06	1.09	2.12	1.89	2.40	2.12	2.20	1.96	2.22	1.95	-0.84	-0.85	-0.85	-0.85
	plateau	0.44	0.24	1.38	0.44	1.10	0.24	1.11	0.27	1.17	0.27	1.38	0.47	1.12	0.27	1.12	0.30	-0.03	-0.03	-0.03	-0.03
Z	416	1.81	1.66	1.81	1.42	1.96	1.24	2.14	1.14	1.95	1.61	2.00	1.41	2.02	1.24	2.17	1.14	0.00	0.01	0.01	0.01
	plateau	0.77	0.77	1.94	0.79	1.90	0.87	1.61	0.54	1.42	0.63	1.32	0.64	1.30	0.43	1.60	0.40	0.14	0.14	0.14	0.15
1	416	1.78	2.19	1.59	2.26	1.61	2.12	1.59	2.06	0.65	2.22	0.46	2.30	0.46	2.12	0.46	1.14	1.14	1.13	1.12	1.13
	plateau	0.79	1.37	0.87	1.40	0.58	1.73	0.50	1.54	0.50	1.39	0.38	1.42	0.28	1.73	0.21	0.30	0.30	0.30	0.29	0.30
2	416	1.48	2.23	1.82	2.37	1.78	2.23	1.86	2.39	-0.19	2.31	0.17	2.46	0.11	2.31	0.00	1.27	1.27	1.65	1.65	1.65
	plateau	0.72	1.54	0.84	1.58	0.81	1.87	0.83	1.83	0.41	1.55	0.54	1.60	0.50	1.89	0.32	0.32	0.32	0.31	0.31	0.31
3	416	2.60	0.98	2.60	1.38	2.78	1.47	2.86	1.33	3.13	-1.23	2.89	-0.87	2.84	-0.76	2.82	-0.25	-0.25	0.50	0.71	0.43
	plateau	0.41	1.73	0.70	1.70	0.74	1.88	0.50	1.95	0.06	1.72	0.35	1.69	0.38	1.68	0.15	0.35	0.35	0.35	0.35	0.35
4	416	3.00	1.16	3.00	1.09	2.85	1.28	2.88	1.20	2.96	-0.95	2.88	-1.03	2.86	-0.86	2.84	0.22	0.22	0.07	0.39	0.29
	plateau	0.10	1.62	0.11	1.65	0.28	1.74	0.28	1.74	0.28	1.65	-0.11	1.62	0.97	1.63	0.03	-0.01	0.00	0.00	0.21	0.20
5	416	2.58	0.71	2.58	0.58	2.55	0.78	2.30	0.77	2.27	-0.64	2.67	-0.78	2.65	-0.58	2.41	0.06	0.06	-0.24	0.20	0.16
	plateau	-0.11	1.19	-0.26	0.92	-0.08	1.03	-0.03	0.93	-0.11	1.16	-0.28	0.89	-0.06	0.99	-0.04	0.79	0.00	0.00	0.00	0.00
6	416	2.40	0.19	2.40	0.07	2.51	0.19	2.32	0.08	1.95	-0.30	2.22	-0.48	1.15	-0.34	0.93	-0.10	-0.10	-0.37	-0.13	-0.34
	plateau	-0.38	1.20	-0.58	1.13	-0.42	0.89	-0.49	1.05	-0.80	1.22	-0.48	1.15	-0.34	0.93	-0.42	0.68	0.08	0.08	0.08	0.08
7	416	3.32	0.32	3.28	0.40	2.45	0.42	2.53	0.34	2.53	-0.22	2.23	-0.16	2.40	-0.12	2.47	0.10	0.10	0.25	0.30	0.34
	plateau	-0.08	0.73	-0.15	0.70	-0.12	0.58	-0.17	0.58	0.15	0.74	0.06	0.68	0.10	0.55	0.05	-0.08	-0.08	0.09	0.02	0.12
8	416	2.00	3.73	1.95	3.21	1.93	3.18	2.00	3.18	1.57	3.28	1.52	3.13	1.50	3.10	1.57	0.43	0.43	0.43	0.43	0.43
	plateau	2.27	3.51	2.19	3.37	2.16	3.21	2.27	3.27	2.27	3.35	2.18	3.20	2.16	3.04	2.27	3.10	0.00	0.00	0.00	0.00
9	416	0.53	2.22	0.66	2.20	0.74	2.16	0.74	2.20	-0.17	2.27	-0.05	2.25	0.03	2.21	0.03	2.25	0.00	0.00	0.00	0.00
	plateau	-0.17	1.40	-0.03	1.27	0.05	1.32	0.05	1.28	-0.44	1.43	-0.31	1.28	-0.22	1.35	-0.23	1.30	0.00	0.00	0.00	0.00

Tableau A - 5.8 : Moyennes et écarts-types des différences de coordonnées de coordonnée y en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe TDLG en vue frontale pour les modèles TDLG et global et 5, 6, 7, 8 points

N	modèle TDLG												différence des valeurs absolues des moyennes						
	5 points			6 points			7 points			8 points			TDLG-global		TDLG-global7		TDLG-global		
	moj	é-é	é-é	moj	é-é	é-é	moj	é-é	é-é	moj	é-é	é-é	moj	é-é	moj	é-é	moj	é-é	
1	0,35	2,30	-0,41	2,09	-0,99	2,17	1,99	2,18	1,73	2,05	1,05	1,84	0,53	1,09	-0,10	1,89	-0,84	0,49	1,89
2	0,88	1,84	0,49	1,81	0,20	1,65	-0,15	1,83	1,79	2,24	1,44	2,01	1,18	1,97	0,87	1,79	-0,98	-0,98	-0,72
3	2,29	2,99	0,95	2,71	-0,15	2,67	-1,08	2,43	4,71	2,87	3,39	2,83	2,32	2,55	1,38	2,32	-2,44	-2,17	-0,30
4	2,80	2,40	1,63	2,32	0,72	2,64	-0,15	2,56	5,16	2,48	4,04	2,37	3,18	2,59	2,31	2,52	-2,36	-2,41	-2,16
5	1,31	3,68	0,63	3,00	0,24	2,93	0,32	3,18	4,20	3,63	3,39	3,03	2,85	2,78	2,82	2,85	-2,80	-2,75	-2,61
6	2,62	3,09	1,62	2,82	0,87	2,87	0,83	3,02	5,40	3,13	4,31	2,87	3,49	2,96	3,05	3,08	-2,76	-2,69	-2,62
7	1,73	3,88	1,45	3,76	0,89	3,69	0,84	3,91	4,08	3,89	3,90	3,72	3,49	3,53	3,42	3,65	-2,34	-2,44	-2,49
8	1,72	3,41	1,47	3,32	1,13	2,98	1,14	3,25	4,06	3,47	3,80	3,35	3,45	3,02	3,47	3,25	-2,34	-2,33	-2,33
9	2,97	4,27	1,20	4,33	0,68	4,18	1,34	4,42	5,01	4,22	3,35	4,22	2,77	4,09	3,34	4,40	-2,03	-2,15	-2,11
10	3,20	3,81	2,17	3,83	1,61	3,70	1,95	4,06	4,78	3,83	3,65	3,76	3,28	3,63	3,54	4,08	-1,59	-1,67	-1,59
11	2,72	5,21	0,91	5,80	0,61	4,95	1,23	5,33	5,04	5,15	3,20	5,42	2,88	4,90	3,51	5,25	-2,31	-2,29	-2,27
12	3,64	4,05	1,78	4,48	1,38	4,24	2,13	4,43	5,23	3,93	3,36	4,34	2,98	4,15	3,70	4,33	-1,59	-1,68	-1,58
13	2,10	5,71	1,59	6,15	0,98	5,82	1,31	6,05	3,95	5,83	3,35	6,10	2,77	5,50	3,13	5,87	-1,85	-1,77	-1,79
14	2,86	4,38	1,80	6,07	1,34	4,63	1,78	4,91	4,28	4,30	3,08	5,01	2,62	4,43	3,08	4,83	-1,32	-1,28	-1,28
15	1,47	5,48	2,17	5,17	1,63	6,02	1,09	6,03	2,20	5,41	2,80	6,10	2,36	5,95	1,63	5,94	-0,73	-0,74	-0,74
16	2,37	4,81	2,56	5,17	1,80	5,13	1,78	5,32	2,72	4,53	2,11	5,11	2,25	5,03	2,14	5,23	-0,35	-0,35	-0,35
17	3,28	5,48	2,70	5,46	2,34	5,90	1,15	6,64	3,08	5,42	2,46	5,38	2,11	5,84	0,92	5,56	0,21	0,24	0,23
18	3,05	4,70	2,94	4,87	2,64	5,29	1,56	5,23	2,50	4,64	2,37	4,79	1,87	5,22	0,88	5,15	0,55	0,57	0,56
19	3,55	4,61	2,46	4,81	2,43	5,01	1,44	4,83	2,78	4,55	1,68	4,54	1,65	4,85	0,67	4,57	0,77	0,72	0,71
20	2,53	6,20	2,54	5,97	2,57	5,87	2,11	5,92	1,14	6,18	1,18	5,96	1,21	5,84	0,77	5,94	1,38	1,36	1,36
21	3,18	4,99	2,66	4,81	2,82	4,88	2,21	4,74	2,45	4,93	1,86	4,77	2,10	4,84	1,51	4,72	0,73	0,70	0,71
22	2,67	5,73	3,23	6,23	3,67	5,52	3,62	5,31	0,65	5,82	1,32	6,34	1,75	5,88	1,84	5,45	1,82	1,91	1,92
23	1,61	4,85	2,08	4,84	2,32	4,67	2,19	4,55	0,70	4,84	1,20	4,98	1,42	4,72	1,29	4,61	0,91	0,89	0,89
24	3,28	5,91	3,07	5,55	3,10	5,86	3,57	5,57	1,03	6,07	0,84	5,68	0,85	6,01	1,28	5,73	2,28	2,22	2,25
25	1,40	4,19	1,57	4,21	1,75	4,26	2,21	4,03	0,51	4,27	0,84	4,23	0,82	4,29	1,30	4,05	0,88	0,92	0,93
26	2,79	5,76	4,24	5,48	3,72	5,88	3,33	5,65	0,10	5,78	1,58	5,49	1,06	5,72	0,67	5,69	2,68	2,67	2,68
27	1,44	4,00	2,17	3,47	1,79	3,89	1,63	3,78	0,48	4,02	1,27	3,56	0,86	3,96	0,67	3,83	0,84	0,90	0,93
28	1,97	4,74	3,13	4,78	2,93	4,75	2,87	4,68	-0,41	4,78	0,86	4,84	0,68	4,80	0,60	4,73	1,48	2,27	2,27
29	0,74	2,70	2,16	2,52	1,87	2,61	1,95	2,68	0,27	2,72	1,70	2,52	1,41	2,62	1,20	2,71	0,48	0,48	0,48
30	0,75	4,25	0,78	4,17	0,78	4,14	0,78	4,09	-1,05	4,33	-1,02	4,25	-1,02	4,21	-1,04	4,17	-0,31	-0,25	-0,24
31	-0,08	1,10	0,42	1,31	0,34	1,36	0,32	1,27	-0,76	1,33	0,28	1,27	-0,35	1,35	-0,37	1,28	-0,68	-0,14	-0,01
32	-0,10	4,89	-0,12	4,83	-0,12	4,85	-0,10	4,87	-0,39	4,96	-0,41	4,90	-0,41	4,92	-0,39	5,04	-0,68	-0,29	-0,29
33	0,39	3,10	0,36	3,18	0,37	3,21	0,40	3,23	0,39	3,31	0,38	3,30	0,37	3,41	0,40	3,43	0,60	0,60	0,60
34	2,19	4,85	1,88	4,83	1,57	4,75	1,39	4,75	2,36	4,82	2,05	4,80	1,74	4,71	1,56	4,71	0,00	0,00	0,00
35	2,45	3,99	2,08	4,03	1,75	4,05	1,57	4,06	2,95	3,97	2,58	4,02	2,25	4,03	2,06	4,07	0,00	0,00	0,00

Tableau A - 5.9 : Moyennes et écarts-types des différences de RMS en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe TDLG en vue frontale pour les modèles TDLG et global et 5, 6, 7, 8 points

N	5 points		6 points		7 points		8 points		différence des valeurs absolues des moyennes												
	modèle	modèle	modèle	modèle	modèle	modèle	modèle	modèle	TDLG-pts5	TDLG-pts8											
1	418	2.63	1.40	2.53	1.28	2.69	1.38	3.00	1.48	2.89	1.49	2.52	1.20	2.46	1.07	2.39	1.12	-0.28	0.01	0.08	
2	218	1.70	1.51	1.30	1.24	1.12	1.38	1.04	1.30	1.87	2.27	1.64	1.92	1.47	1.87	1.27	1.63	-0.58	-0.54	-0.84	
3	418	3.78	1.67	3.05	1.51	2.80	1.49	2.77	1.62	3.41	2.03	1.13	2.20	3.40	1.78	2.77	1.99	-1.63	-1.08	-0.89	
4	418	3.40	1.80	2.60	1.45	2.41	1.48	2.12	1.54	5.20	2.38	4.37	2.02	3.71	1.94	3.08	1.82	-1.84	-0.76	-0.57	
5	418	3.78	2.28	3.05	1.87	3.02	1.68	3.24	1.88	3.30	2.64	4.73	2.82	3.71	2.45	3.81	2.48	-1.54	-1.18	-0.78	
6	418	3.65	2.05	2.88	1.88	2.68	1.88	2.48	1.88	5.11	3.07	4.94	2.88	4.13	2.43	3.88	2.28	-2.18	-1.92	-0.81	
7	418	3.81	2.55	3.53	2.58	3.37	2.27	3.73	2.18	5.11	3.07	4.94	2.88	4.13	2.43	3.88	2.28	-1.30	-0.82	-0.42	
8	418	3.32	2.33	3.28	2.02	2.78	1.84	2.80	2.14	4.80	2.84	4.73	2.87	4.23	2.40	4.35	2.48	-1.58	-1.45	-0.55	
9	418	4.70	3.08	4.03	2.80	4.05	2.30	4.40	2.51	5.88	3.61	4.78	3.21	4.44	2.87	4.88	3.18	-1.28	-0.83	-0.41	
10	418	4.74	2.74	3.87	2.64	3.82	2.48	3.78	2.88	5.75	3.43	4.85	3.12	4.32	2.84	4.73	3.18	-1.01	-0.88	-0.58	
11	418	5.45	3.08	5.23	2.86	4.66	2.75	4.72	3.48	6.36	4.08	5.82	3.88	5.02	3.40	5.43	3.88	-0.80	-1.04	-0.28	
12	418	5.07	3.12	4.18	2.88	3.85	2.78	4.11	3.08	6.14	3.88	4.80	3.84	4.22	3.38	4.88	3.87	-1.07	-0.44	-0.58	
13	418	5.51	3.82	5.85	3.38	5.18	3.38	5.84	3.41	6.12	4.23	5.28	4.18	5.48	3.88	5.83	4.15	-0.81	-0.33	-0.81	
14	418	4.31	3.57	4.58	3.08	3.81	2.88	4.30	3.18	5.01	3.88	4.73	3.73	4.13	3.28	4.53	3.82	-0.71	-0.38	-0.15	
15	418	5.13	3.47	5.91	3.88	5.88	3.83	5.87	3.34	5.88	3.87	5.28	3.85	5.81	3.85	5.88	3.82	-0.35	-0.20	-0.28	
16	418	4.02	3.55	4.68	3.67	4.31	3.53	4.63	3.38	4.07	3.88	4.71	3.72	4.31	3.82	4.58	3.88	-0.04	-0.11	-0.04	
17	418	4.35	4.32	5.17	4.04	5.54	3.88	5.03	3.80	5.28	4.18	5.15	3.81	5.48	3.88	5.01	3.48	0.07	0.13	0.02	
18	418	4.22	4.00	4.45	3.85	4.74	3.88	4.45	3.80	4.03	3.70	4.28	3.80	4.58	3.80	4.37	3.25	0.19	0.30	0.16	
19	418	5.47	4.88	5.30	4.31	5.49	4.37	4.98	4.04	4.97	4.88	5.10	3.84	5.21	3.87	4.78	3.83	0.60	0.27	0.28	
20	418	4.54	3.88	4.17	3.82	4.82	3.88	3.31	4.14	4.87	3.83	3.18	4.34	3.88	3.78	3.07	0.40	0.30	0.24	0.24	
21	418	5.42	4.75	5.38	4.88	5.53	4.31	5.37	4.38	5.22	4.21	5.10	4.13	5.14	3.81	5.27	3.78	0.20	0.84	0.28	
22	418	4.53	4.17	4.23	3.84	4.61	3.80	4.11	3.78	4.18	3.81	3.83	3.75	4.38	3.82	3.88	3.48	0.34	0.28	0.30	
23	418	5.63	4.07	6.03	4.73	5.85	4.38	6.12	4.10	5.88	5.45	5.84	4.08	5.53	3.70	5.88	3.80	-0.05	0.82	0.19	
24	418	4.00	3.84	4.11	3.80	4.35	3.81	4.08	3.88	4.04	3.88	3.88	4.24	3.17	4.02	3.28	0.38	-0.04	0.18	0.18	
25	418	6.08	4.35	5.78	4.01	5.76	4.54	5.80	4.38	5.75	3.82	5.48	3.80	5.67	3.87	4.48	3.88	0.34	0.82	0.30	
26	418	3.87	3.07	3.82	3.18	3.74	3.27	3.82	3.38	3.88	3.88	3.88	3.88	3.88	3.88	3.88	3.88	-0.12	-0.38	-0.04	0.43
27	418	5.48	4.24	5.85	4.38	5.55	4.61	5.20	4.55	5.11	3.87	5.08	3.83	6.02	3.25	4.95	3.78	0.38	0.38	0.88	0.55
28	418	3.27	2.88	3.40	2.47	3.38	2.81	3.18	2.74	3.18	2.78	3.14	2.31	3.27	2.88	3.04	2.85	0.08	0.20	0.28	0.17
29	418	4.44	3.48	5.01	3.72	4.58	3.84	4.58	3.78	4.38	3.02	4.55	3.15	4.38	3.14	4.30	3.12	0.01	0.45	0.48	0.57
30	418	2.37	1.85	2.82	2.01	2.73	1.88	2.77	1.88	2.38	1.88	2.75	1.88	2.58	1.78	2.71	1.87	0.02	0.07	0.17	0.22
31	418	3.80	3.08	3.85	3.08	3.82	3.11	3.81	3.05	4.05	2.82	4.08	2.85	4.08	2.88	4.05	2.88	-0.25	0.18	-0.24	0.21
32	418	0.77	1.08	0.96	1.22	0.82	1.21	0.84	1.18	1.03	1.37	0.87	1.18	0.88	1.23	0.85	1.17	-0.25	-0.28	0.08	0.04
33	418	5.43	3.08	5.28	3.07	5.24	3.15	5.34	3.21	5.30	3.12	5.18	3.12	5.11	3.18	5.20	3.24	0.15	-0.03	0.13	-0.05
34	418	4.18	3.11	4.08	3.10	4.08	2.84	4.14	3.05	4.33	2.86	4.23	2.86	4.23	2.78	4.28	2.88	-0.13	0.16	-0.14	0.16
35	418	4.78	3.99	4.73	3.50	4.60	2.80	4.64	3.23	5.20	3.43	4.94	3.33	4.77	3.54	4.70	3.18	0.20	0.20	0.20	0.20
36	418	3.83	3.05	3.78	2.88	3.88	2.82	3.58	2.88	4.47	3.17	4.18	3.01	4.01	2.82	3.82	2.83	0.20	0.20	0.20	0.20

Tableau A - 5.10 : Moyennes et écarts-types des différences de coordonnées x en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe TDLG en vue latérale pour les modèles TDLG et global et 5, 6, 7, 8 points

N	Modèle TDLG		Modèle global		5 points		6 points		7 points		8 points		9 points		10 points		différences des valeurs absolues des moyennes		
	mod	écart	mod	écart	mod	écart	mod	écart	mod	écart	mod	écart	mod	écart	mod	écart	mod	écart	
1	modèle	1.10	4.12	0.44	4.22	0.73	3.88	0.56	4.00	0.83	3.68	0.19	3.82	0.46	3.51	0.31	3.65	0.27	-0.36
	planéité	0.93	2.01	0.69	1.60	0.80	1.65	0.71	1.51	1.29	2.04	1.05	1.66	1.16	1.75	1.08	1.59	-0.36	-0.37
2	modèle	2.21	4.55	0.63	4.37	1.04	4.21	0.77	3.39	1.57	4.20	0.04	4.06	0.45	3.93	0.14	3.06	0.64	-0.59
	planéité	2.49	3.09	1.41	2.82	1.75	2.87	1.48	2.07	3.15	2.86	2.11	2.69	2.45	2.28	2.16	2.01	-0.66	-0.70
3	modèle	1.94	4.37	0.61	4.81	0.55	3.75	0.99	3.61	2.57	4.41	1.15	4.71	1.13	3.73	1.57	3.35	-0.63	-0.54
	planéité	2.54	3.73	0.96	4.01	1.16	3.14	1.35	2.81	3.60	3.63	2.00	3.60	2.23	2.99	2.39	2.59	-1.06	-1.05
4	modèle	1.02	5.39	0.96	5.11	1.04	4.32	1.01	4.45	1.69	5.42	1.46	6.07	1.57	4.19	1.53	4.31	-0.57	-0.50
	planéité	1.52	4.49	0.93	5.55	1.01	3.97	1.18	4.12	2.85	4.43	2.18	5.36	2.28	3.72	2.47	3.82	-1.33	-1.26
5	modèle	0.19	5.69	-0.49	5.13	-0.95	4.98	-0.71	4.34	0.96	5.67	0.36	5.00	-0.09	4.41	0.12	4.13	-0.76	0.13
	planéité	1.39	4.97	0.96	5.16	0.62	4.23	0.67	3.97	2.47	4.81	2.07	5.03	1.77	3.93	1.79	3.73	-1.08	-1.11
6	modèle	2.25	6.74	-1.24	5.68	-1.23	5.74	-0.58	5.36	3.13	6.82	-0.27	5.30	-0.28	5.56	0.32	5.20	-0.87	-0.84
	planéité	2.37	5.32	-0.09	4.14	-0.30	4.33	0.19	3.96	3.22	5.25	0.90	3.93	0.63	4.14	1.09	3.68	-0.85	-0.79
7	modèle	3.24	6.42	-0.85	5.58	-1.62	6.44	-0.46	5.55	4.00	6.35	-0.14	5.33	-0.83	6.21	0.34	5.41	-0.75	0.71
	planéité	3.28	5.19	-0.45	4.22	-0.82	4.59	0.09	3.63	4.16	5.11	0.45	4.10	0.15	4.42	0.71	3.73	-0.90	-0.01
8	modèle	1.37	4.67	1.20	5.27	-1.09	4.94	-0.27	5.03	4.27	4.40	2.10	5.13	-0.13	4.85	0.11	4.68	-1.00	-0.69
	planéité	3.16	4.25	0.52	4.30	-1.04	4.42	-0.11	3.82	4.18	3.93	1.47	4.08	-0.04	4.20	0.91	3.56	-1.02	-0.84
9	modèle	1.84	4.08	1.68	4.82	-0.31	4.44	-0.30	3.79	2.53	3.69	2.33	4.34	0.36	4.18	0.38	3.45	-0.61	-0.57
	planéité	1.47	4.49	0.09	4.70	1.17	4.94	0.70	5.54	-1.27	4.70	0.29	4.69	1.42	5.13	0.84	5.63	-0.21	-0.20
10	modèle	-0.07	4.27	1.08	4.40	1.20	4.93	0.39	4.62	-0.01	3.96	1.15	4.17	1.26	4.60	0.46	4.25	0.06	-0.06
	planéité	2.34	4.99	0.32	5.05	1.94	5.15	1.34	5.32	-3.61	5.04	-0.94	5.15	0.69	5.16	0.07	5.30	-1.26	-0.82
11	modèle	-1.81	3.44	0.13	3.70	1.66	4.38	1.10	4.54	-2.54	3.08	-0.56	3.40	1.00	4.01	0.17	4.17	-0.73	-0.43
	planéité	5.58	5.11	-1.75	5.15	-0.31	4.83	-0.46	4.91	-7.08	5.16	-3.29	5.33	-1.78	4.85	-1.91	4.98	-1.52	-1.54
12	modèle	3.54	4.67	-4.03	4.73	-2.15	3.89	-1.59	3.74	-7.21	4.66	-4.75	4.69	-2.90	3.84	-2.33	3.61	-0.67	-0.72
	planéité	5.35	4.31	-2.22	4.31	-0.40	3.49	-0.28	3.52	-6.71	4.28	-3.62	4.19	-1.79	3.30	-1.65	3.37	-1.36	-1.40
13	modèle	2.71	4.22	-2.07	3.81	-1.90	3.65	-1.57	3.83	-3.08	4.05	-2.52	3.79	-2.32	3.52	-1.89	3.61	-0.36	-0.45
	planéité	-3.37	4.06	-2.05	3.52	-1.30	3.05	-0.88	3.09	-3.55	3.93	-2.30	3.43	-1.54	2.85	-1.12	2.89	-0.19	-0.24
14	modèle	4.80	4.73	-3.90	4.39	-3.54	3.98	-2.70	3.91	-4.92	5.23	-4.01	4.83	-3.64	4.61	-2.79	4.58	-0.11	-0.11
	planéité	-4.10	3.78	-3.52	3.32	-3.14	2.95	-2.40	2.87	-4.48	3.62	-3.59	3.07	-3.19	2.73	-2.45	2.71	-0.08	-0.07
15	modèle	0.99	2.84	0.92	2.90	0.66	2.96	0.90	2.92	0.43	3.66	0.36	3.70	0.32	3.74	0.34	3.71	0.56	0.56
	planéité	-2.87	4.24	-2.30	3.78	-2.17	3.57	-1.73	3.96	-2.90	4.40	-2.63	3.81	-2.41	3.70	-1.99	3.21	-0.28	-0.24
16	modèle	-6.92	2.93	-7.04	2.99	-7.04	2.96	-7.03	2.96	-7.13	3.09	-7.25	3.14	-7.24	3.13	-7.23	3.12	-0.20	-0.20
	planéité	-1.29	2.55	-1.29	2.82	-1.30	2.88	-1.31	2.74	-1.29	2.47	-1.29	2.66	-1.30	2.62	-1.31	2.68	0.00	0.00
17	modèle	-0.36	4.84	-0.44	4.79	-0.30	4.48	-0.13	4.36	-0.36	4.64	-0.46	4.80	-0.30	4.48	-0.13	4.35	-0.20	-0.24
	planéité	14.27	16	-0.15	1.28	-0.27	1.12	-0.17	1.04	-0.12	1.06	-0.22	1.26	-0.33	1.09	-0.23	1.09	-0.19	-0.19

Tableau A - 5.12 : Moyennes et écarts-types des différences de RMS en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe TDLG en vue latérale pour les modèles TDLG et global et 5, 6, 7, 8 points

N	5 points		6 points		7 points		8 points		9 points		10 points		différence des valeurs absolues des moyennes			
	mo	écart	mo	écart	TDLG-6pts	TDLG-7pts	TDLG-8pts									
1	4.58	3.23	4.58	3.18	4.48	2.85	4.49	3.10	4.28	2.90	4.28	2.85	4.26	2.86	4.31	2.78
2	1.31	1.08	1.31	1.47	1.15	1.54	1.08	1.59	1.42	2.04	1.28	1.64	1.31	1.78	1.17	1.63
3	4.86	3.77	4.59	3.31	4.35	3.41	4.03	2.83	4.43	3.49	4.34	3.11	4.22	3.05	3.79	2.88
4	3.03	2.66	2.70	1.81	2.48	1.78	2.19	1.48	3.41	2.78	3.01	1.83	2.84	1.77	2.50	1.75
5	4.91	3.53	4.81	3.58	4.30	2.86	4.35	2.86	5.25	3.55	5.05	3.92	4.46	3.00	4.46	2.84
6	3.24	3.24	3.31	2.56	2.83	1.84	2.61	1.88	3.88	3.42	3.58	2.49	3.13	2.15	2.84	2.12
7	5.66	3.56	5.28	3.84	5.02	2.88	5.44	2.47	5.74	3.87	6.18	4.03	5.43	2.61	5.43	2.84
8	3.48	3.28	4.30	3.72	3.82	2.85	3.52	2.66	3.80	3.72	4.82	3.58	3.86	1.88	3.80	2.46
9	6.34	3.43	5.79	2.89	5.60	2.34	5.85	2.22	6.15	3.34	5.58	2.82	5.49	2.10	5.25	2.19
10	4.75	3.02	3.85	3.81	3.63	2.36	3.35	2.30	4.40	3.22	4.07	3.08	3.71	2.27	3.42	2.58
11	6.75	4.82	6.07	3.38	5.72	3.43	5.74	3.48	6.97	4.43	5.82	3.43	5.85	3.39	5.50	3.41
12	4.68	3.81	3.43	2.43	3.53	2.61	3.29	2.10	4.83	3.88	3.21	2.51	3.46	2.42	3.17	2.23
13	5.80	4.60	5.84	3.74	5.74	3.87	5.77	3.78	7.27	4.41	5.89	3.81	6.36	4.00	5.68	3.70
14	4.86	3.83	3.32	2.82	3.59	3.10	3.20	2.21	6.30	4.19	2.87	2.72	3.29	3.03	3.17	2.28
15	6.31	3.01	6.37	2.66	5.78	3.17	5.88	3.01	6.67	3.12	6.35	2.75	5.41	3.20	5.59	3.02
16	4.82	3.09	3.67	2.69	3.78	2.78	3.35	2.10	4.84	3.44	3.49	2.74	3.42	2.67	3.12	2.14
17	5.43	2.71	6.15	2.63	5.38	3.14	5.18	2.75	5.35	3.02	5.08	3.11	5.39	3.11	5.12	2.77
18	4.14	2.47	4.22	2.78	3.84	2.84	3.35	2.18	4.16	2.47	4.24	2.78	3.41	2.70	3.17	1.80
19	5.78	2.87	5.61	2.84	5.82	3.28	6.31	3.34	6.07	2.74	5.89	2.69	5.85	3.23	6.34	3.31
20	3.53	2.66	3.78	2.74	3.82	3.52	3.36	3.40	3.36	3.40	3.36	3.59	3.59	3.32	3.11	3.12
21	5.44	3.07	5.08	2.88	5.16	3.23	6.25	2.85	6.88	3.83	6.11	3.28	5.84	3.13	6.10	2.78
22	3.33	2.37	3.15	2.32	3.38	3.62	3.43	3.45	3.63	2.27	2.98	2.14	3.00	3.08	3.08	3.06
23	7.85	3.91	6.12	2.84	5.78	2.71	5.77	2.83	6.05	4.73	6.74	3.67	6.05	3.04	6.05	3.01
24	4.98	2.75	3.27	2.41	2.80	2.33	2.84	2.15	5.90	2.85	3.80	2.41	2.86	1.63	2.72	1.71
25	6.34	4.22	6.68	3.73	5.22	2.89	5.08	2.58	6.02	4.54	7.11	4.07	5.82	3.25	5.30	2.81
26	6.48	3.46	4.33	3.06	3.16	2.27	3.28	2.12	4.43	4.14	5.03	3.32	3.84	1.97	3.54	2.08
27	5.49	3.14	4.88	3.08	4.67	2.68	4.71	2.81	5.88	3.43	5.23	3.32	4.86	4.84	2.92	2.74
28	4.71	3.48	3.53	3.05	2.80	2.34	2.84	1.88	7.02	3.63	5.54	3.08	5.95	3.44	4.24	1.87
29	6.80	3.24	5.25	2.59	5.85	2.57	5.01	2.68	7.02	3.63	6.54	3.08	5.43	2.97	5.43	2.97
30	4.83	3.88	4.11	2.86	3.83	2.85	3.14	2.80	4.83	3.51	4.10	2.78	3.61	2.48	3.14	2.16
31	3.65	1.81	3.60	2.05	3.63	2.06	3.62	2.02	4.09	2.21	4.05	2.21	4.10	2.21	4.10	2.21
32	3.22	4.02	2.89	3.50	2.68	3.37	2.21	2.84	3.38	4.23	3.05	3.69	2.85	3.54	2.38	3.00
33	6.30	2.82	6.45	2.72	6.45	2.67	6.42	2.63	6.88	3.88	6.82	2.78	6.81	2.72	6.78	2.67
34	6.63	4.89	6.73	5.08	6.75	5.23	6.74	5.26	6.81	4.98	6.72	5.07	6.73	5.23	6.71	5.27
35	6.03	3.41	5.81	3.08	5.35	2.50	5.21	2.82	6.23	3.57	5.86	3.25	5.34	3.00	5.21	2.88
36	4.31	3.11	3.63	2.78	3.34	2.88	3.13	2.30	4.60	3.29	3.72	2.78	3.33	2.42	3.12	2.24

Tableau A - 5.13 : Moyennes et écarts-types des différences de coordonnées x en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe LG en vue frontale pour les modèles LG et global et 5, 6, 7, 8 points

N	modèle LG												modèle global												différence des valeurs absolues des moyennes					
	5 points		6 points		7 points		8 points		5 points		6 points		7 points		8 points		LG5-glob5	LG6-glob6	LG7-glob7	LG8-glob8										
	mov	e-1	mov	e-1	mov	e-1	mov	e-1	mov	e-1	mov	e-1	mov	e-1	mov	e-1	mov	e-1	mov	e-1										
1	0.07	1.84	0.02	1.81	0.08	1.79	0.04	1.81	0.07	1.82	0.11	1.78	0.18	1.74	0.14	1.78	0.00	-0.09	-0.10	-0.10										
2	-0.27	0.72	-0.10	0.30	-0.11	0.29	-0.12	0.32	-0.27	0.72	-0.13	0.27	-0.13	0.28	-0.14	0.29	0.00	-0.02	-0.02	-0.02										
3	-0.68	1.68	-0.24	1.45	-0.22	1.40	-0.28	1.41	-0.41	1.63	0.01	1.37	0.03	1.32	-0.01	1.33	0.28	0.22	0.18	0.25										
4	-0.25	2.08	0.15	1.53	0.14	1.52	0.08	1.54	0.13	2.02	0.55	1.45	0.52	1.45	0.47	1.46	-0.02	-0.04	-0.04	-0.04										
5	-0.35	1.89	0.04	0.47	0.06	0.46	0.02	0.46	-0.41	1.71	0.00	0.46	0.04	0.45	-0.02	0.46	-0.05	0.04	0.04	0.00										
6	0.54	1.68	0.47	1.47	0.51	1.51	0.58	1.48	0.58	1.63	0.52	1.38	0.56	1.43	0.63	1.40	-0.04	-0.05	-0.05	-0.05										
7	0.22	1.30	0.15	0.68	0.30	0.92	0.30	0.89	0.15	1.30	0.10	0.88	0.24	0.92	0.24	0.88	0.07	0.05	0.05	0.05										
8	0.81	1.73	0.41	1.70	0.71	1.63	0.71	1.63	0.65	1.73	0.46	1.69	0.78	1.63	0.78	1.63	-0.05	-0.05	-0.05	-0.05										
9	0.33	1.20	0.03	1.03	0.27	0.98	0.38	0.99	0.24	1.20	-0.08	1.05	0.18	0.98	0.28	0.99	0.09	-0.03	0.08	0.08										
10	0.35	1.82	0.05	2.01	0.20	1.83	0.26	2.02	0.17	1.80	-0.12	1.99	0.03	1.90	0.07	1.98	0.19	-0.07	0.17	0.18										
11	0.17	0.88	-0.16	0.98	-0.07	0.98	0.00	0.94	0.05	0.81	-0.27	1.03	-0.17	0.98	-0.12	0.98	0.44	-0.12	-0.10	-0.11										
12	0.56	1.64	0.16	1.85	0.10	1.84	0.18	1.73	-0.12	1.60	-0.50	1.68	-0.57	1.62	-0.51	1.72	0.67	-0.31	-0.47	-0.35										
13	0.38	0.70	0.02	0.88	-0.07	1.08	-0.01	0.83	0.27	0.74	-0.07	0.92	-0.16	1.06	-0.10	0.85	0.09	-0.05	-0.09	-0.09										
14	0.88	1.84	0.63	1.74	0.51	1.73	0.44	1.71	0.22	1.82	-0.14	1.72	-0.17	1.71	-0.23	1.88	0.67	0.40	0.34	0.22										
15	0.60	0.88	0.28	0.66	0.28	0.71	0.17	0.63	0.62	0.90	0.28	0.69	0.29	0.77	0.19	0.69	-0.02	-0.02	-0.01	-0.02										
16	1.06	1.78	0.78	1.77	0.98	1.82	0.80	1.80	0.43	1.84	0.18	1.82	0.35	1.89	0.17	1.87	0.63	0.62	0.64	0.63										
17	0.55	1.42	0.27	1.36	0.46	1.42	0.28	1.40	0.72	1.47	0.44	1.40	0.62	1.48	0.41	1.28	-0.17	-0.17	-0.18	-0.15										
18	1.11	1.99	0.94	2.00	1.54	2.18	1.48	2.05	0.59	2.12	0.39	2.13	0.97	2.35	0.89	2.19	0.52	0.55	0.57	0.60										
19	0.47	2.05	0.28	1.94	0.78	1.99	0.78	1.99	0.41	2.04	0.74	2.16	1.10	2.15	1.28	2.15	-0.31	-0.30	-0.28	-0.28										
20	0.89	2.73	1.52	2.48	1.80	2.45	2.03	2.40	0.44	2.79	0.84	2.50	1.23	2.49	1.47	2.47	0.55	0.58	0.57	0.57										
21	-0.02	2.49	0.34	2.09	0.67	2.08	0.88	2.08	0.41	2.54	0.74	2.18	1.10	2.15	1.28	2.15	-0.39	-0.40	-0.43	-0.42										
22	0.60	2.51	1.42	2.41	1.50	2.42	1.54	2.41	-0.08	2.46	0.73	2.33	0.81	2.34	0.86	2.34	0.51	0.68	0.68	0.68										
23	-0.48	2.29	0.37	2.05	0.38	2.03	0.53	1.99	-0.10	2.27	0.74	2.07	0.78	2.02	0.92	1.98	0.38	-0.37	-0.37	-0.38										
24	0.32	2.60	0.84	2.55	0.77	2.68	1.01	2.76	-1.08	2.63	-0.56	2.57	-0.63	2.72	-0.38	2.62	-0.76	0.28	0.13	0.63										
25	-0.61	2.25	0.08	2.17	0.10	2.21	0.28	2.28	-0.42	2.27	0.28	2.20	0.30	2.24	0.48	2.28	0.19	-0.20	-0.20	-0.20										
26	0.27	2.57	0.55	2.41	0.70	2.50	0.84	2.43	-0.87	2.56	-0.59	2.38	-0.44	2.48	-0.30	2.40	-0.59	-0.04	-0.04	-0.02										
27	-0.55	1.71	-0.23	1.73	-0.08	1.72	0.01	1.78	-0.80	1.75	-0.27	1.78	-0.13	1.78	-0.03	1.82	0.25	-0.05	-0.04	-0.04										
28	0.55	2.24	0.67	2.16	0.80	2.19	0.78	2.13	-0.30	2.23	-0.17	2.16	-0.04	2.17	-0.06	2.11	0.25	0.50	0.77	0.71										
29	-0.15	1.27	0.00	1.38	0.14	1.32	0.13	1.30	-0.18	1.28	-0.03	1.35	0.11	1.31	0.10	1.18	-0.03	-0.03	0.03	0.03										
30	0.78	2.65	0.86	2.54	0.86	2.64	0.80	2.65	0.03	2.60	0.10	2.49	0.11	2.49	0.04	2.50	0.78	0.78	0.76	0.78										
31	-0.01	0.87	0.00	0.81	0.04	0.82	0.03	0.78	0.02	0.85	0.02	0.80	0.06	0.81	0.06	0.77	-0.01	-0.02	-0.02	-0.02										
32	1.04	4.09	0.98	4.15	0.98	4.08	1.03	4.12	0.49	4.04	0.42	4.09	0.42	4.08	0.47	4.08	0.58	0.58	0.58	0.58										
33	0.78	3.70	0.65	3.67	0.65	3.60	0.74	3.66	0.67	3.65	0.57	3.63	0.57	3.56	0.65	3.61	0.08	0.08	0.08	0.08										
34	0.48	2.10	0.57	1.99	0.69	2.01	0.71	1.99	0.03	2.09	0.12	1.95	0.23	2.00	0.25	1.98	0.48	0.48	0.48	0.48										
35	0.00	1.55	0.10	1.28	0.23	1.30	0.26	1.25	0.07	1.57	0.17	1.32	0.30	1.33	0.33	1.28	0.00	0.08	0.08	0.08										

Tableau A - 5.15 : Moyennes et écarts-types des différences de RMS en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe LG en vue frontale pour les modèles LG et global et 5, 6, 7, 8 points

N	5 points		6 points		7 points		8 points		9 points		10 points		différence des valeurs absolues des moyennes			
	mo	écart	mo	écart	LG5-glob5	LG7-glob7	LG9-glob9									
1	3.88	2.89	3.61	1.92	3.18	1.45	3.30	1.90	4.62	3.14	3.88	2.21	3.07	1.39	3.27	1.39
2	1.82	2.58	1.47	1.81	1.30	1.82	0.98	1.56	1.99	3.02	1.94	2.12	1.27	1.79	1.10	1.46
3	5.86	4.88	4.78	3.24	4.27	2.36	3.38	2.79	6.28	5.54	5.15	3.52	4.23	3.33	2.34	-0.30
4	5.31	4.00	3.82	3.20	3.49	2.49	2.45	2.12	6.05	4.33	4.39	3.43	3.61	2.89	2.52	-0.28
5	5.17	3.46	5.81	4.00	4.80	3.23	4.55	3.32	5.71	3.76	5.87	4.23	4.73	3.08	4.46	-0.24
6	6.66	4.28	5.73	4.95	5.13	4.00	4.37	3.84	7.15	4.88	5.93	5.23	5.24	4.17	4.92	-0.28
7	5.86	4.04	5.25	4.68	5.03	4.54	5.88	4.00	5.74	4.07	5.34	4.78	5.89	4.43	5.78	-0.07
8	6.33	3.61	6.12	5.68	5.92	4.97	5.68	5.08	6.53	4.25	6.38	5.69	6.13	4.84	5.77	-0.11
9	6.19	5.08	5.97	5.17	5.46	5.30	5.54	5.18	6.27	5.20	6.10	5.29	6.38	5.39	6.34	-0.12
10	6.11	4.79	5.99	5.12	6.28	5.20	6.30	5.18	6.37	5.12	6.46	5.35	6.48	5.43	6.40	-0.23
11	6.31	6.20	6.82	5.59	6.51	5.58	6.81	5.56	6.64	6.61	6.86	6.13	6.61	5.90	6.75	-0.53
12	5.43	5.18	5.67	4.78	5.87	4.82	5.94	4.88	6.23	5.59	6.24	5.31	6.25	4.97	6.30	-0.41
13	6.24	5.65	7.05	5.36	6.57	4.72	6.73	5.28	6.38	6.85	7.32	6.08	6.79	5.50	6.84	-0.72
14	5.88	4.80	6.17	4.45	6.14	3.81	6.44	4.04	6.68	5.32	6.97	5.07	6.95	4.24	7.10	-0.80
15	7.42	5.32	7.74	5.67	7.60	5.96	7.37	5.49	7.27	6.22	8.04	6.25	7.81	5.81	7.33	-0.58
16	5.61	3.99	5.98	4.22	5.97	3.98	6.08	3.98	6.15	4.60	6.72	4.72	6.75	4.06	6.89	-0.74
17	7.41	5.02	8.18	5.35	7.57	4.98	7.68	4.97	7.27	5.95	8.30	6.08	7.98	5.50	7.85	-0.13
18	5.93	4.17	6.34	4.68	6.08	4.20	6.06	4.21	6.19	4.86	6.82	5.15	6.74	4.68	6.69	-0.48
19	6.95	4.28	7.15	4.08	7.87	5.10	8.10	4.78	7.05	4.99	7.27	5.05	8.60	5.75	8.70	-0.57
20	5.93	3.34	5.75	3.68	5.84	4.34	6.03	3.88	5.97	4.16	6.01	4.35	6.69	4.84	6.69	-0.98
21	6.32	4.04	6.99	4.03	6.38	4.54	6.63	5.01	6.13	4.70	7.37	4.52	6.81	5.38	6.23	-0.76
22	6.02	2.65	4.66	2.97	5.57	3.61	5.95	3.67	6.66	3.22	4.95	3.64	6.13	4.38	6.67	-0.49
23	6.37	3.21	7.30	3.56	7.90	3.75	7.88	3.87	6.45	3.75	7.81	4.02	6.68	4.37	6.66	-0.67
24	6.11	2.65	4.97	3.23	5.48	2.99	5.60	3.32	5.78	2.97	5.16	3.62	5.93	3.67	6.13	-0.46
25	5.38	3.20	6.32	3.10	7.00	3.58	6.88	3.84	5.84	3.69	6.86	3.44	7.59	3.49	4.10	-0.39
26	4.74	2.98	4.99	2.85	5.10	3.33	4.81	3.63	4.57	3.13	5.09	3.10	5.38	3.68	5.32	-0.54
27	5.98	3.06	5.25	3.07	5.32	2.61	5.19	2.90	6.25	3.16	5.44	3.30	5.48	2.84	5.30	-0.10
28	4.01	2.43	3.60	2.40	3.83	2.50	3.63	2.72	4.04	2.65	3.76	2.54	3.81	2.65	3.70	-0.22
29	5.21	2.68	4.78	2.92	4.72	2.65	4.68	2.68	5.31	2.87	4.83	3.01	4.77	2.71	4.68	-0.08
30	3.18	2.36	3.02	2.13	2.89	2.01	2.73	2.04	3.13	2.30	2.96	2.16	2.84	1.98	2.84	-0.14
31	4.08	2.60	4.03	2.58	4.02	2.58	4.02	2.59	4.02	2.44	3.99	2.42	3.98	2.43	3.98	-0.06
32	1.77	2.36	1.87	2.31	1.65	2.26	1.65	2.27	1.68	2.25	1.59	2.19	1.57	2.16	1.57	0.04
33	5.80	3.92	5.88	3.30	5.78	3.29	5.82	3.29	5.81	3.25	5.88	3.28	5.78	3.28	5.82	0.15
34	4.22	2.64	4.20	2.70	4.16	2.61	4.21	2.62	4.26	2.63	4.24	2.69	4.20	2.61	4.25	-0.02
35	6.03	4.09	6.08	4.02	6.12	2.60	6.10	4.05	6.20	4.93	6.20	4.39	6.33	4.20	6.26	0.06
36	5.50	3.67	5.20	3.84	5.28	3.71	5.16	3.73	5.77	4.10	5.56	4.23	5.64	4.04	5.53	-0.04

Tableau A - 5.16 : Moyennes et écarts-types des différences de coordonnées x en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe LG en vue latérale pour les modèles LG et global et 5, 6, 7, 8 points

N	5 points		6 points		7 points		8 points		différence des valeurs moyennes		écart-type des moyennes								
	LG	global	LG	global	LG	global	LG	global	LG-Global	Global-Global	LG-Global	Global-Global							
1	0.42	1.48	-0.24	1.47	-0.31	1.82	0.28	1.89	0.44	2.12	0.85	2.15	0.78	2.28	0.82	2.22	-0.62	-0.47	-0.58
2	0.44	1.20	0.41	1.16	0.37	1.12	0.41	1.18	0.28	1.14	0.25	1.11	0.21	1.08	-0.24	1.11	0.16	0.17	0.17
3	-0.44	1.85	-0.41	1.82	-0.47	1.86	-0.32	1.73	-1.36	1.99	-1.34	1.78	-1.42	1.78	-1.27	1.84	-0.83	-0.95	-0.94
4	0.57	1.86	0.51	1.64	0.45	1.16	0.58	1.22	0.08	1.78	0.00	1.82	-0.07	1.37	0.04	1.41	0.48	0.38	0.52
5	-0.18	2.08	-0.20	1.77	-0.25	1.87	-0.18	1.83	-2.18	2.78	-2.32	2.83	-2.38	2.49	-2.32	2.43	-1.98	-2.12	-2.13
6	0.22	1.85	0.21	1.80	0.23	1.30	0.31	1.33	-0.25	1.96	-0.30	1.77	-0.28	1.51	-0.20	1.51	-0.03	-0.09	0.11
7	-0.11	1.35	-0.20	1.15	-0.07	1.00	0.04	0.93	-3.60	2.78	-4.13	2.89	-3.97	2.82	-3.83	2.85	-0.35	-0.34	-0.28
8	-0.53	2.08	-0.85	2.24	-0.46	2.12	-0.35	2.17	-3.92	3.71	-4.54	3.58	-4.15	3.55	-4.03	3.63	-3.38	-3.69	-3.68
9	-0.01	1.16	-0.26	0.91	0.02	0.70	0.14	0.78	-0.19	1.28	-0.42	1.08	-0.14	0.89	-0.01	0.74	-0.18	-0.18	-0.11
10	-0.04	2.98	-0.25	3.25	-0.05	2.98	0.05	2.96	-3.73	4.86	-4.28	4.80	-4.07	4.59	-3.96	4.62	-3.68	-4.02	-3.81
11	0.34	1.28	0.02	1.02	0.21	0.78	0.27	0.88	0.34	1.47	0.04	1.18	0.28	0.90	0.32	0.83	0.00	-0.03	-0.04
12	0.15	2.74	-0.20	2.98	-0.10	2.82	-0.27	2.50	-3.61	5.10	-4.37	4.77	-4.27	4.50	-4.41	4.53	-3.47	-4.17	-4.14
13	0.71	1.42	0.28	1.02	0.30	1.02	0.14	0.77	0.88	1.59	0.44	1.17	0.49	1.13	0.35	0.98	-0.17	-0.18	-0.21
14	0.65	1.63	0.91	1.72	0.50	1.78	0.38	1.70	-2.85	5.89	-3.26	5.29	-3.69	4.87	-3.97	4.91	-1.28	-1.95	-2.64
15	1.24	1.47	0.97	1.33	0.67	1.46	0.28	1.21	1.50	1.62	1.16	1.41	0.88	1.48	0.48	1.23	-0.28	-0.19	-0.22
16	1.18	3.32	1.41	3.32	3.06	3.38	2.93	3.38	-2.93	5.04	-3.20	4.92	-3.84	4.87	-4.11	4.68	-1.76	-1.78	-3.08
17	1.24	1.73	1.37	1.61	0.75	1.69	0.45	1.74	1.42	1.67	1.50	1.66	0.86	1.61	0.57	1.63	-0.18	-0.12	-0.12
18	1.38	2.72	1.72	2.97	1.50	2.84	1.28	2.80	-2.85	4.74	-3.06	4.83	-3.27	4.49	-3.53	4.81	-1.48	-1.34	-2.25
19	0.65	1.63	0.91	1.72	0.50	1.78	0.38	1.70	0.80	1.49	1.00	1.65	0.60	1.64	0.44	1.65	-0.15	-0.08	-0.10
20	0.30	3.01	0.84	3.21	1.03	3.21	1.38	3.07	-3.66	5.48	-3.70	5.42	-3.51	4.92	-3.12	5.22	-3.36	-2.85	-2.48
21	0.28	1.60	0.88	1.70	0.87	1.84	0.73	1.88	0.34	1.58	0.70	1.68	0.69	1.63	0.76	1.65	-0.08	-0.01	-0.01
22	-0.56	3.96	0.28	4.10	0.86	4.13	1.41	4.05	-4.89	6.59	-4.65	6.33	-3.95	6.19	-3.54	6.03	-4.32	-4.39	-3.00
23	-0.93	2.68	-0.18	1.82	0.34	1.71	0.71	1.72	-0.82	2.22	-0.18	1.98	0.33	1.85	0.70	1.68	0.11	0.01	0.01
24	-1.53	3.87	-1.21	3.86	-0.39	3.86	0.27	3.63	-6.17	7.03	-6.47	6.29	-5.86	6.28	-4.98	6.04	-4.64	-5.25	-5.28
25	-1.74	2.02	-1.17	1.76	-0.36	1.68	0.21	1.42	-1.46	2.17	-0.96	1.76	-0.16	1.65	0.41	1.39	0.28	0.21	-0.20
26	-0.80	3.27	-0.43	3.09	-0.32	3.14	0.01	3.14	-4.48	5.18	-4.67	4.98	-4.53	4.98	-4.17	4.92	-3.68	-4.23	-4.21
27	-1.69	2.00	-1.38	1.78	-1.04	1.80	-0.54	1.72	-1.12	1.98	-0.63	1.76	-0.45	1.85	0.07	1.74	0.57	0.54	0.49
28	-0.60	2.80	-0.05	2.88	-0.19	2.48	0.08	2.32	-3.11	4.08	-2.95	4.08	-3.07	3.79	-2.78	3.55	-2.51	-2.89	-2.88
29	-0.65	1.96	-0.24	1.64	-0.37	1.50	-0.22	1.43	-0.82	1.82	0.05	1.45	-0.07	1.43	0.11	1.38	0.30	0.19	0.30
30	0.28	2.51	0.18	2.55	0.12	2.40	0.13	2.34	-1.38	3.70	-1.62	4.02	-1.09	3.81	-1.66	3.70	-1.08	-1.44	-1.58
31	0.18	1.31	0.29	1.23	0.16	0.84	0.23	0.73	0.18	1.18	0.28	1.16	0.15	0.74	0.22	0.64	0.01	0.01	0.01
32	-2.83	4.41	-3.10	4.27	-2.93	4.44	-2.96	4.43	-3.49	5.00	-3.61	4.40	-3.62	4.58	-3.87	4.51	-0.66	-0.71	-0.89
33	-4.85	5.20	-5.08	5.08	-4.94	5.16	-4.85	5.12	-4.97	4.17	-5.13	5.05	-4.98	5.12	-4.87	5.09	-0.02	-0.04	-0.03
34	-0.07	2.75	0.08	2.78	0.13	2.69	0.23	2.68	-3.13	4.43	-3.36	4.28	-3.29	4.11	-3.18	4.11	-0.02	-0.04	-0.03
35	0.01	1.86	0.11	1.46	0.17	1.39	0.24	1.30	0.05	1.70	0.12	1.62	0.16	1.42	0.27	1.32	-0.02	-0.04	-0.03

Tableau A - 5.17 : Moyennes et écarts-types des différences de coordonnées y en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe LG en vue latérale pour les modèles LG et global et 5, 6, 7, 8 points

N	Moyennes LG												différence des valeurs absolues des moyennes							
	5 points	6 points	7 points	8 points	9 points	10 points	11 points	12 points	13 points	14 points	15 points	16 points	17 points	18 points	19 points	20 points	21 points	22 points		
1	1.16	2.52	0.43	3.01	0.54	2.69	0.59	3.46	3.54	2.58	2.98	2.98	3.06	2.74	3.14	3.53	-2.38	-2.53	-2.52	-2.55
2	0.04	1.84	-0.28	2.04	-0.19	1.60	-0.20	2.07	0.51	2.04	0.28	2.21	0.33	1.67	0.34	2.27	-0.47	-0.02	-0.16	-0.14
3	1.69	3.07	0.67	3.76	0.64	2.98	0.32	2.91	4.82	3.69	4.13	4.35	4.16	3.64	3.79	3.79	-3.13	-3.46	-3.52	-3.46
4	0.64	3.23	-0.23	3.37	-0.19	2.48	-0.38	2.51	2.30	3.77	1.67	3.98	1.75	3.20	1.54	3.43	-1.66	-1.44	-1.56	-1.16
5	1.85	2.29	-0.38	2.69	0.55	2.48	-0.50	2.24	3.35	3.63	4.42	3.64	4.56	3.14	4.54	3.05	-3.70	-4.05	-4.02	-4.04
6	1.02	3.64	-0.07	3.67	-0.10	2.93	-0.20	2.92	3.12	4.51	2.29	4.50	2.28	3.78	2.16	3.68	-2.10	-2.22	-2.10	-1.96
7	2.51	2.94	1.95	3.21	1.98	3.28	1.41	3.11	6.02	3.77	5.72	3.95	5.86	3.93	5.37	3.91	-3.50	-3.76	-3.88	-3.96
8	1.82	3.19	0.89	3.18	1.04	3.14	0.70	3.26	4.05	3.66	3.31	3.63	3.46	3.19	3.85	3.25	-2.42	-2.42	-2.43	-2.49
9	3.88	5.12	3.47	4.66	2.12	4.01	1.66	3.49	6.55	4.63	6.51	4.62	5.26	4.04	4.75	3.35	-2.68	-3.04	-3.14	-3.09
10	2.45	4.03	2.07	3.77	1.26	3.66	0.74	3.60	4.56	3.91	4.30	3.98	3.61	3.90	3.08	3.75	-2.10	-2.23	-2.33	-2.34
11	4.22	4.67	2.38	3.69	1.34	3.69	1.14	3.68	6.24	5.57	5.58	5.11	4.92	4.57	4.16	4.16	-2.12	-2.45	-2.45	-2.51
12	6.82	6.42	3.49	3.96	2.76	4.06	1.72	4.41	8.16	6.57	5.05	4.45	4.46	4.53	3.52	4.67	-1.54	-1.56	-1.71	-1.89
13	5.40	5.05	2.38	3.71	1.80	3.81	1.28	3.79	7.21	4.91	4.12	3.79	3.63	3.65	3.14	3.66	-1.80	-1.77	-1.83	-1.86
14	5.17	5.30	4.10	4.23	2.14	4.30	1.04	4.82	6.14	5.71	5.00	5.19	3.15	5.29	2.07	5.49	-0.97	-0.97	-1.01	-1.03
15	4.49	4.97	2.70	3.88	1.40	3.98	0.42	4.09	5.92	4.84	3.92	3.99	2.72	4.10	1.75	4.15	-1.43	-1.23	-1.31	-1.33
16	2.71	5.13	3.12	4.52	0.94	4.68	0.32	4.67	2.57	5.47	3.07	5.26	0.91	5.22	0.21	5.23	0.14	0.08	0.03	0.10
17	2.84	4.82	2.89	4.34	0.89	4.36	-0.02	4.47	3.60	4.59	3.55	4.31	1.55	4.30	0.65	4.28	-0.77	-0.66	-0.66	-0.63
18	0.49	5.25	1.51	5.63	0.71	5.84	-0.24	4.62	0.49	5.83	1.45	5.12	0.63	5.96	-0.43	5.57	0.00	0.05	0.08	-0.19
19	1.38	4.59	2.20	4.74	0.69	5.03	-0.08	4.53	1.93	4.62	2.66	4.53	1.33	4.67	0.31	4.36	-0.55	-0.48	-0.45	-0.24
20	-1.81	5.10	-0.10	5.21	0.44	5.07	0.73	5.25	-1.77	5.07	-0.27	5.69	0.17	5.24	0.66	5.83	0.04	-0.17	0.28	0.07
21	-0.25	4.46	1.27	4.59	1.23	4.90	1.01	5.06	0.14	4.49	1.49	4.30	1.41	4.49	1.24	4.99	-0.11	-0.22	-0.19	-0.23
22	4.23	5.77	-1.69	5.23	0.30	5.07	1.65	5.49	-5.04	6.71	-2.82	5.72	-0.76	5.96	0.37	5.93	-0.61	-1.12	-0.46	-1.28
23	-3.24	4.77	-0.88	4.55	-0.59	4.20	1.78	4.52	-2.79	4.98	-0.64	4.42	0.81	4.16	1.95	4.48	0.45	0.24	-0.22	-0.18
24	-5.14	5.86	-4.28	5.37	-2.12	5.39	-0.21	5.12	-5.86	6.73	-5.27	6.06	-3.03	6.30	-1.14	6.18	-0.71	-0.98	-0.91	-0.93
25	-4.64	4.68	-3.19	4.50	-1.03	4.22	0.47	4.19	-3.67	4.59	-2.31	4.23	-0.16	4.03	1.35	4.12	0.97	0.88	0.87	-0.88
26	-3.80	4.42	-2.66	5.04	-2.35	4.53	-1.83	4.71	-3.90	5.32	-2.85	6.33	-2.43	5.85	-1.79	5.88	0.31	-0.18	-0.09	0.04
27	-3.25	3.98	-2.60	4.03	-1.53	3.70	-0.40	3.60	-1.23	3.90	-0.70	3.87	0.47	3.64	1.67	3.53	2.02	1.91	1.08	-1.27
28	-5.50	4.73	-3.64	5.16	-3.42	4.17	-3.21	3.60	-6.45	6.78	-3.87	7.25	-3.41	6.34	-3.19	5.97	0.05	-0.02	0.01	0.02
29	-4.71	3.75	-2.59	3.74	-2.01	3.36	-1.81	3.43	-2.85	3.84	-0.84	3.75	-0.27	3.30	0.00	3.32	1.66	1.75	1.74	1.81
30	-0.50	4.12	-0.61	4.11	-0.47	4.24	-0.51	4.27	-0.27	4.05	-0.43	4.04	-0.28	4.13	-0.31	4.15	0.24	0.16	0.19	0.21
31	-2.75	3.73	-2.01	3.65	-1.83	3.05	-1.70	2.75	-2.99	3.41	-1.61	3.35	-1.42	2.74	-1.29	2.44	0.36	0.39	0.40	0.41
32	-8.45	3.88	-6.42	3.64	-5.33	3.74	-6.90	6.01	-5.51	5.18	-5.41	5.98	-5.41	5.98	-5.41	5.88	1.55	1.91	1.92	1.82
33	-1.88	3.41	-1.72	3.33	-1.77	3.35	-1.75	3.36	-2.25	3.31	-1.95	3.36	-2.00	3.39	-1.98	3.39	-0.37	-0.23	-0.23	-0.23
34	0.69	4.54	0.58	4.41	0.45	4.20	0.38	4.18	1.87	5.26	1.77	5.17	1.70	4.93	1.64	4.92	-0.37	-0.23	-0.23	-0.23
35	0.58	4.26	0.51	3.98	0.40	3.81	0.33	3.81	2.01	4.36	1.94	4.08	1.85	3.93	1.79	3.97	-0.37	-0.23	-0.23	-0.23

Tableau A - S.18 : Moyennes et écarts-types des différences de RMS en mm entre les méthodes rapide et raffinée pour le groupe LG en vue latérale pour les modèles LG et global et S, 6, 7, 8 points

N	6 points		7 points		8 points		9 points		différence des valeurs absolues des moyennes											
	mo	écart	mo	écart	mo	écart	mo	écart	LG6-p006	LG7-p007										
1	2.80	1.47	3.04	1.48	2.65	1.46	3.33	2.03	4.36	2.21	4.23	2.26	4.25	2.16	4.53	2.72	-1.56	-0.74	-1.18	-0.76
2	1.48	1.68	1.45	1.91	1.18	1.61	1.46	1.92	1.58	1.81	1.61	1.92	1.43	1.67	1.57	2.03	-0.10	-0.13	-0.16	-0.01
3	3.59	1.73	3.60	2.13	3.13	1.58	3.15	1.32	5.77	3.29	5.75	2.82	5.58	2.17	5.30	2.38	-2.18	-1.57	-2.14	-0.69
4	2.66	2.40	2.83	2.38	1.93	1.88	2.09	1.86	3.92	2.71	3.84	2.62	3.24	2.16	3.30	2.28	-1.06	-0.31	-1.01	-0.13
5	3.10	1.66	2.68	1.84	2.66	1.26	2.60	1.36	6.18	3.90	5.83	3.25	5.81	2.78	5.70	2.97	-3.08	-2.24	-3.16	-1.41
6	3.18	2.78	2.97	2.89	2.32	2.22	2.18	2.38	4.85	3.05	4.56	2.81	3.88	2.56	3.85	2.70	-1.79	-0.29	-1.58	-0.13
7	3.53	2.40	3.67	2.18	3.77	2.06	3.33	1.99	7.50	3.86	7.73	3.99	7.86	3.21	7.29	3.55	-3.97	-1.46	-4.05	-1.43
8	3.14	2.34	2.85	2.06	2.77	2.07	2.66	2.21	5.14	2.68	4.46	2.74	4.34	2.78	4.14	2.99	-2.00	-0.34	-1.62	-0.69
9	5.68	3.66	5.47	2.94	4.32	2.87	3.77	2.86	8.71	4.19	9.01	3.87	7.82	3.34	7.08	3.61	-3.02	-0.53	-3.54	-0.93
10	3.98	2.78	3.73	2.33	3.23	2.26	2.92	2.21	5.13	3.36	5.00	3.27	4.46	3.03	3.82	3.08	-1.15	-0.58	-1.27	-0.68
11	7.78	4.18	5.95	2.94	5.28	2.68	4.91	2.77	10.84	4.38	9.07	4.00	8.32	3.67	7.81	3.72	-3.05	-0.20	-3.13	-1.06
12	5.67	3.07	3.82	2.36	3.39	2.12	3.07	2.09	6.49	3.83	5.05	3.00	4.42	2.61	3.81	2.62	-0.92	-0.76	-1.23	-0.65
13	8.04	4.02	5.51	2.53	5.13	2.16	4.84	2.08	10.89	4.24	8.65	3.51	8.16	3.50	7.82	3.61	-2.65	-0.22	-3.14	-0.96
14	6.54	3.80	3.83	2.40	3.68	2.31	3.36	2.11	7.62	4.82	4.83	2.94	4.75	2.78	4.11	2.95	-1.08	-0.82	-1.09	-0.54
15	7.32	3.98	6.35	3.06	5.45	2.40	5.28	2.28	9.84	3.68	9.08	2.84	7.79	3.72	7.99	3.88	-2.52	0.39	-2.73	-0.23
16	5.93	3.66	4.29	2.67	3.69	2.67	3.58	2.42	6.68	4.31	5.37	2.49	4.39	2.81	3.85	2.68	-0.73	-0.66	-1.06	-0.17
17	5.89	3.38	5.74	3.20	5.08	2.82	5.33	2.26	7.64	3.19	7.55	3.80	6.88	4.17	7.06	4.07	-1.75	-0.11	-1.81	-0.60
18	4.91	3.42	4.97	2.86	4.00	2.89	3.99	2.71	5.13	3.60	5.53	3.32	4.13	2.67	3.95	2.47	-0.22	-0.08	-0.56	-0.34
19	5.67	2.47	6.12	2.88	6.06	2.88	5.29	2.17	7.05	3.88	7.72	3.55	7.39	3.49	7.24	3.60	-1.49	-1.41	-1.60	-0.87
20	4.37	2.65	4.66	3.06	4.54	2.89	4.15	2.53	4.33	2.71	4.77	2.93	4.42	2.67	4.14	2.20	0.04	-0.06	-0.11	-0.13
21	5.40	3.05	5.56	2.69	5.35	2.96	5.48	3.09	7.56	5.13	7.58	4.29	6.98	3.84	7.29	4.28	-2.17	-2.08	-2.09	-1.60
22	3.96	2.63	4.45	2.44	4.46	3.07	4.44	3.20	3.92	2.71	4.18	2.56	4.19	2.80	4.48	3.10	0.03	-0.09	0.27	-0.12
23	7.25	3.82	5.99	3.36	6.03	2.72	6.55	2.89	9.68	6.63	8.62	5.29	8.37	4.48	8.04	4.43	-2.43	-2.61	-2.63	-1.93
24	4.99	3.67	3.86	3.08	4.04	2.16	4.82	2.39	5.21	3.96	2.88	3.74	2.81	4.41	2.76	-0.22	0.37	0.00	-0.20	-0.20
25	7.48	4.70	6.59	4.48	6.13	3.32	5.60	2.86	10.77	7.14	10.27	6.38	9.66	5.14	8.73	4.93	-3.79	-2.44	-3.68	-1.66
26	5.67	4.27	4.53	3.78	3.76	2.77	3.77	2.36	5.14	3.87	4.09	3.26	3.53	2.66	3.81	2.62	0.63	0.41	0.45	-0.54
27	5.19	4.29	5.27	3.80	4.92	3.43	4.81	3.50	7.67	5.31	8.42	4.89	8.12	4.41	7.73	4.44	-2.48	-1.01	-3.14	-1.09
28	4.28	3.67	4.12	3.33	3.56	2.77	3.21	2.46	3.55	3.03	3.49	2.65	3.25	2.56	3.51	2.44	0.73	0.81	0.63	0.68
29	6.79	3.92	5.79	3.81	5.04	3.33	4.86	2.52	8.74	5.05	8.36	4.78	7.69	4.06	7.24	3.70	-1.96	-1.11	-2.57	-0.68
30	5.92	3.17	3.82	2.92	3.47	2.90	3.28	2.83	4.46	2.92	3.30	2.45	2.85	2.21	2.74	2.32	1.05	0.65	0.62	-0.48
31	3.97	2.79	3.97	2.84	4.01	2.82	4.03	2.78	6.17	3.77	6.52	3.80	6.46	3.66	6.41	3.66	-2.19	-0.98	-2.55	-0.78
32	2.93	3.83	2.84	3.45	2.18	2.94	2.06	2.81	2.60	3.47	2.92	3.08	1.81	2.64	1.80	2.20	0.33	0.36	0.23	0.38
33	9.88	4.02	9.90	3.83	9.81	3.86	10.00	4.13	10.02	3.75	9.67	3.66	9.92	3.59	-0.12	-0.11	-0.12	-0.11	-0.12	0.18
34	6.81	4.60	6.88	4.30	6.82	4.34	6.78	4.37	6.77	4.65	6.84	4.48	6.82	4.46	6.76	4.50	0.04	-0.15	0.03	-0.16
35	5.59	3.22	5.08	2.69	4.71	2.50	4.59	2.39	6.09	4.38	7.77	3.92	7.33	3.92	7.07	3.73	-0.12	-0.11	-0.12	0.18
36	4.93	3.18	3.92	2.72	3.49	2.45	3.38	2.41	5.12	3.39	4.47	2.77	3.97	2.83	3.86	2.65	-0.12	-0.11	-0.12	0.18

De plus, la normalité des différences RMS est testée par le test de Shapiro-Wilk pour chaque type de courbe TD, TDLG et LG pour les quatre pédicules d'une part et les deux plateaux vertébraux d'autre part. La figure A – 5.3 illustre ces tests pour la vue frontale.

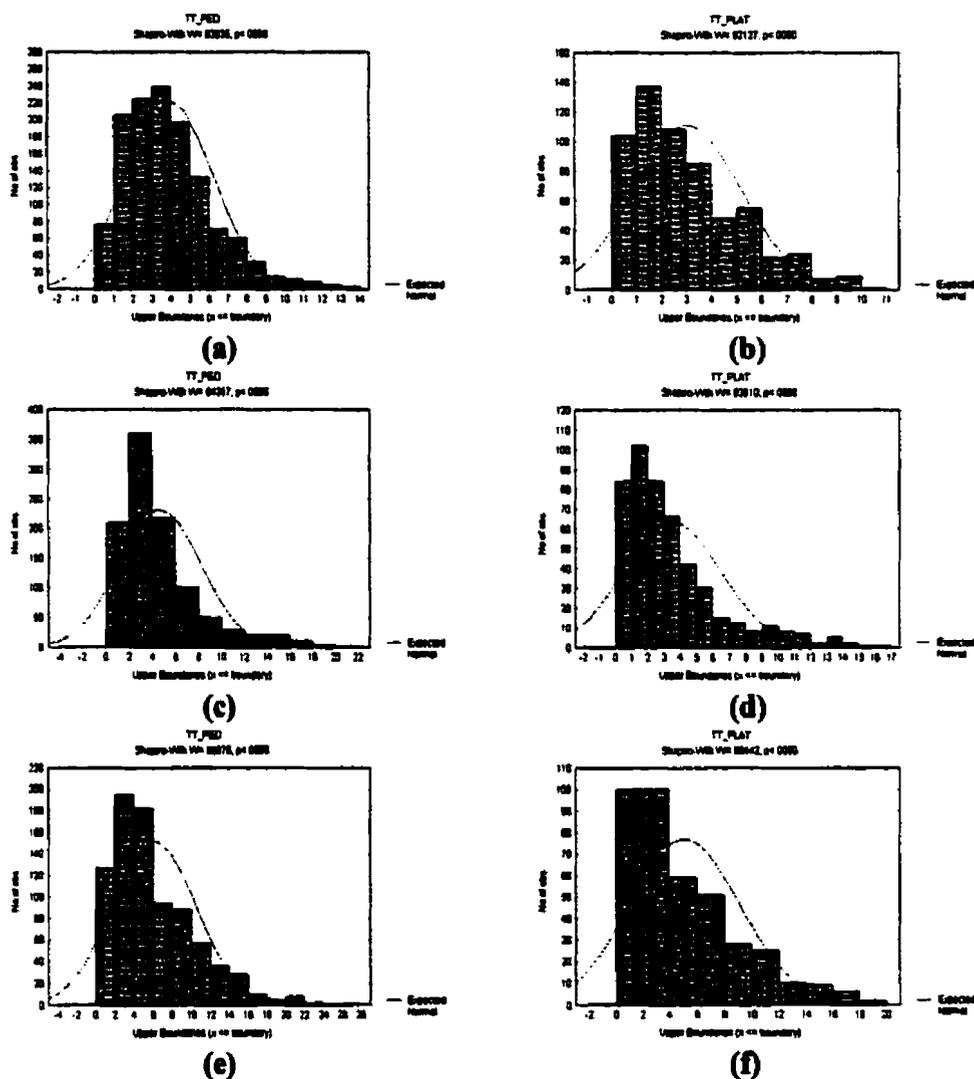


Figure A - 5.3 : Histogrammes de normalité des valeurs RMS en vue frontale obtenus par le test de Shapiro-Wilk pour : les pédicules des types de courbe (a) TD, (c) TDLG et (e) LG ; les plateaux des types de courbe (b) TD, (d) TDLG et (f) LG

Les mêmes tests ont en outre été effectués pour la vue latérale (figure A – 5.4).

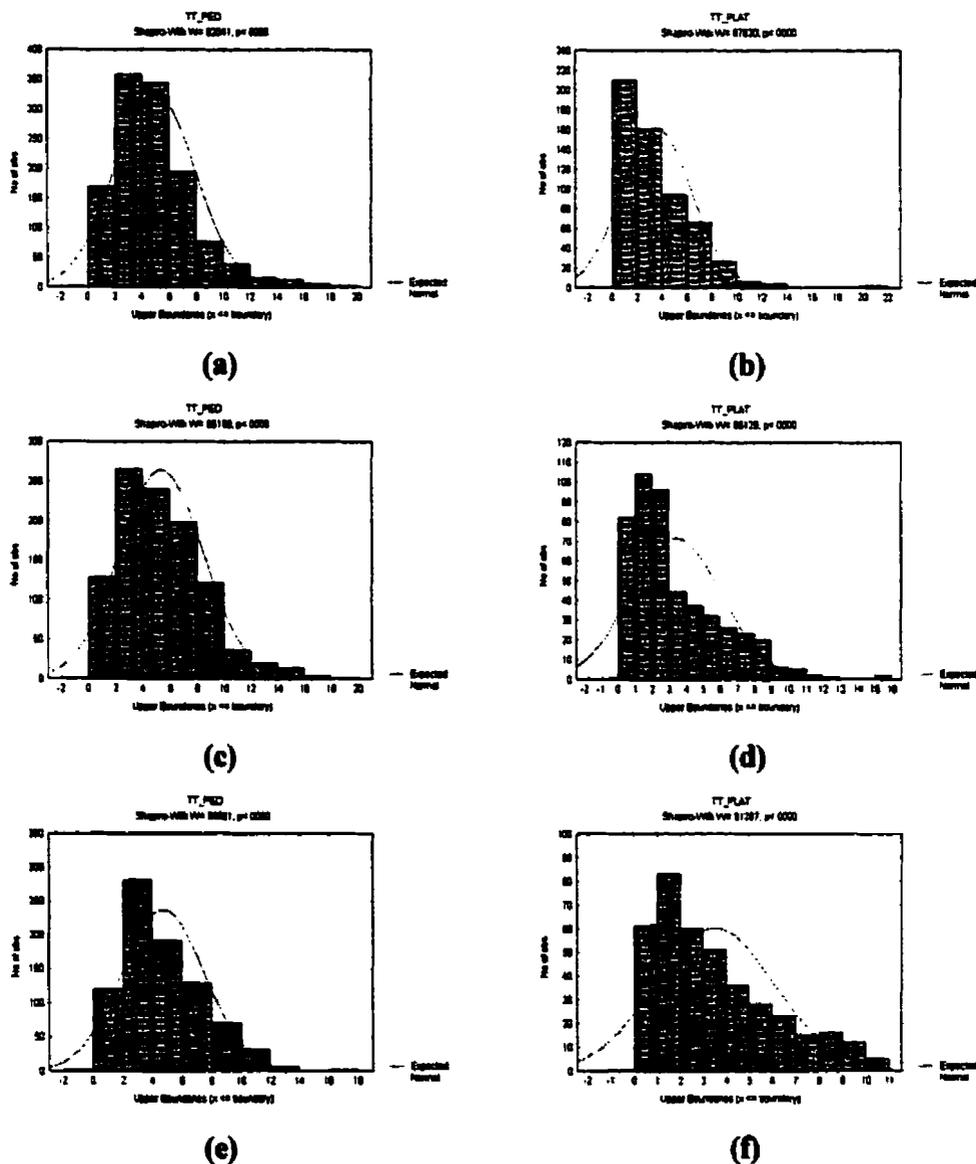


Figure A - 5.4 : Histogrammes de normalité des valeurs RMS en vue latérale obtenus par le test de Shapiro-Wilk pour : les pédicules des types de courbe (a) TD, (c) TDLG et (e) LG ; les plateaux des types de courbe (b) TD, (d) TDLG et (f) LG

Les valeurs de W trouvées montrent que les distributions des différences RMS ne peuvent en général pas être considérées comme normales : en effet, la racine carrée incluse dans l'équation (19) de la section 2.4.1 définissant les différences RMS contribue à décaler les valeurs vers la gauche tout les laissant positives. Néanmoins, la majorité des distributions illustrées dans la figure A-5.3 et la figure A-5.4 se rapproche de distributions normales, certaines en sont très proches : c'est le cas par exemple des différences RMS concernant les pédicules du type de courbe TDLG en vue frontale. C'est pourquoi, les tests ANOVA et « post-hoc », assez robustes aux distributions qui dévient légèrement de la « normalité », peuvent être encourus sur les différences RMS de tous les types de courbe, sur les vues frontale et latérale, autant pour l'ensemble des pédicules que pour les plateaux.

Les pages suivantes fournissent les résultats du test statistique ANOVA à deux facteurs répétés ainsi que des tests de contraste permettant de détecter la présence d'une différence significative entre les valeurs RMS obtenues par les huit combinaisons de la méthode rapide alliant nombre de points identifiés (de 5 à 8) et modèle moyen utilisé (spécifique ou global). Ces valeurs RMS sont calculées par rapport aux coordonnées 2D fournies par la méthode raffinée, sur 20 patients atteints d'une scoliose thoracique droite, 16 d'une thoracique droite lombaire gauche, 13 d'une lombaire gauche sur la vue frontale et 19, 16 et 13 sur la vue latérale respectivement.

La première page relative à une vue de chaque type de courbe rapporte les moyennes et écarts-types pour les huit combinaisons et les présentent sous la forme de graphique. La

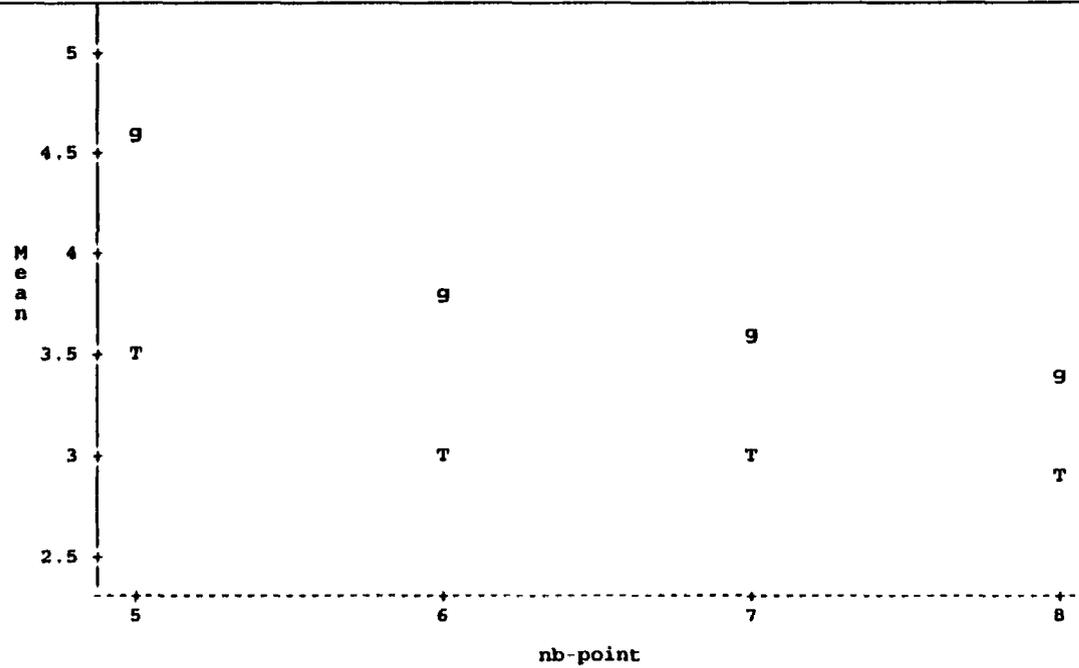
seconde page traite d'abord des résultats des évaluations des effets simples des modèles pour chaque nombre de points et du nombre de points pour chaque modèle (Slice Effect). Si la différence entre les modèles moyens est significative, le modèle choisi est le modèle offrant des moyennes RMS les plus faibles ; s'ils ne le sont pas, le modèle global est choisi. Si, de plus, les tests d'effet simple concernant le nombre de points présentent des différences significatives ($p < 0,01$), i.e. que l'hypothèse nulle d'absence de différence significative entre les nombres de points identifiés doit être rejetée, alors des tests Post-Hoc par analyse de contraste sont effectués. Si la comparaison des groupes deux à deux met en exergue des différences significatives ($p < 0,01$), le nombre de points choisi est le nombre minimal sans différence significative pour lequel la valeur moyenne est la plus faible.

TD_30_60_PA_0_mm

COMPARAISON DES VALEURS DES PLATEAUX
 RESULTATS BASÉS SUR N = 20 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 2 PLATEAUX X 15 VERTÈBRES = 4800 OBSERVATIONS
 (Results based on 600 cases)

SUMMARY STATISTICS OF RMS BY MODELE BY NB_POINT AND MIXED MODEL TWOWAY ANOVA WITH REPEATED MEASURES ON BOTH FACTORS i.e. (2) X (4) DESIGN

Variable	MODELE	NB_POINT	N	Mean ± SD	Min	Max	95% CI
RMS	TD	5	600	3.503 ± 2.473	0.064	15.61	[3.304 ; 3.701]
	TD	6	600	3.035 ± 2.16	0.08	10.28	[2.861 ; 3.208]
	TD	7	600	3.022 ± 2.283	0.032	13.1	[2.839 ; 3.205]
	TD	8	600	2.939 ± 2.25	0.021	11.97	[2.758 ; 3.119]
	global	5	600	4.57 ± 3.185	0.057	18.74	[4.315 ; 4.826]
	global	6	600	3.787 ± 2.69	0.028	13.46	[3.571 ; 4.002]
	global	7	600	3.557 ± 2.755	0.031	13.35	[3.336 ; 3.778]
	global	8	600	3.427 ± 2.685	0.059	13.51	[3.212 ; 3.642]



TD_30_60_PA_0_mm.
 COMPARISON DES VALEURS DES PLATEAUX
 RESULTATS BASÉS SUR N = 20 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 2 PLATEAUX X 15 VERTÈBRES = 4800 OBSERVATIONS
 (Results based on 600 cases)

1) MAIN TABLE:
 Source P-value (A) Interaction is significant at 0.05-level: Main effects should not be interpreted.

 of MODELE
 MODELE 0.0001 and/or differences between MODELE depends on NB_POINT level.
 NB_POINT 0.0001 See the analysis of simple effects (i.e. Tests of slice effects)
 given below.
 MODELE*NB_POINT 0.0001 (A)

2) TESTS OF SLICE EFFECTS (i.e. Tests of simple effects)
 2a) NB_POINT effect for each level of MODELE:
 Level of MODELE P-value
 TD 0.0001 => Signif at 0.01-level.
 Global 0.0001 => Signif at 0.01-level.
 2b) MODELE effect for each level of NB_POINT:
 Level of NB_POINT P-value
 5 0.0001 => Signif at 0.01-level.
 6 0.0001 => Signif at 0.01-level.
 7 0.0001 => Signif at 0.01-level.
 8 0.0001 => Signif at 0.01-level.

3) POST-HOC TESTS (i.e. Contrast analysis)
 By MODELE pairwise comparisons of NB_POINT:
 Contrast P-value

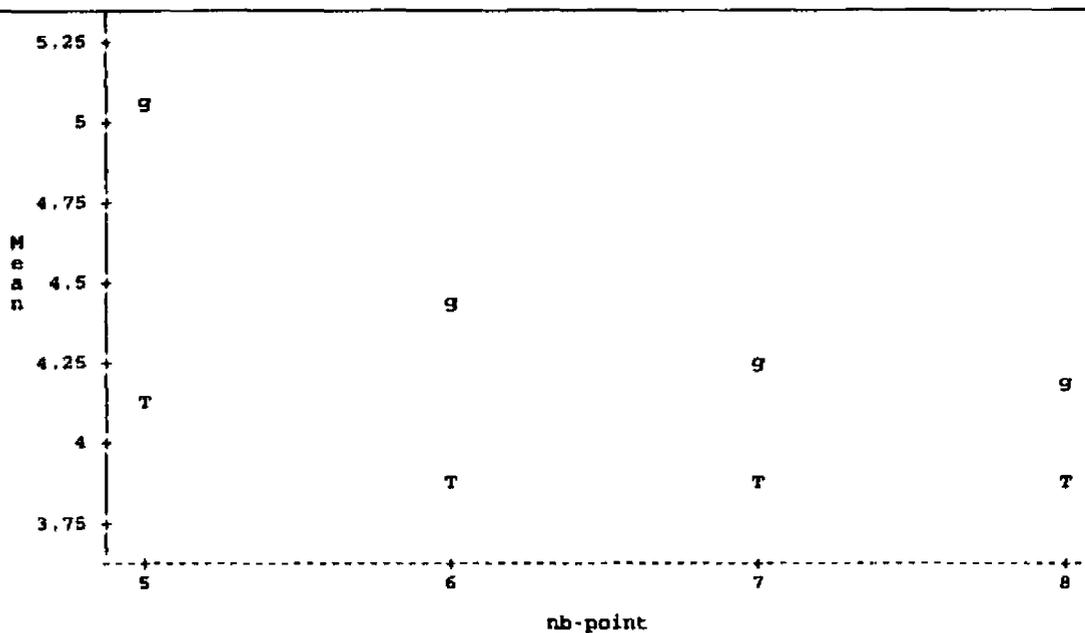
 5-6: TD 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
 5-7: TD 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
 5-8: TD 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
 6-7: TD 0.8249 => NS at 0.01-level (Bonferroni)
 6-8: TD 0.2200 => NS at 0.01-level (Bonferroni)
 7-8: TD 0.1489 => NS at 0.01-level (Bonferroni)
 5-6: Global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
 5-7: Global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
 5-8: Global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
 6-7: Global 0.0002 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
 6-8: Global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
 7-8: Global 0.0356 => NS at 0.01-level (Bonferroni)

TD_30_60_PA_0_mm.

COMPARAISON DES VALEURS DES PÉDICULES
 RESULTATS BASÉS SUR N = 20 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 4 PÉDICULES X 16 VERTÈBRES = 5120 OBSERVATIONS
 (Results based on 1280 cases)

SUMMARY STATISTICS OF RMS BY MODELE BY NB_POINT AND MIXED MODEL TOWAY ANOVA WITH REPEATED MEASURES ON BOTH FACTORS i.e. (2) X (4) DESIGN

Variable	MODELE	NB_POINT	N	Mean ± SD	Min	Max	95% CI
RMS	TD	5	1280	4.097 ± 2.437	0.275	14.33	[3.964 ; 4.231]
	TD	6	1280	3.898 ± 2.307	0.08	13.46	[3.771 ; 4.024]
	TD	7	1280	3.868 ± 2.451	0.083	14.42	[3.734 ; 4.003]
	TD	8	1280	3.896 ± 2.392	0.068	15.15	[3.765 ; 4.028]
	global	5	1280	5.054 ± 2.868	0.162	16.91	[4.897 ; 5.211]
	global	6	1280	4.439 ± 2.559	0.093	14.83	[4.298 ; 4.579]
	global	7	1280	4.262 ± 2.543	0.048	13.79	[4.122 ; 4.401]
	global	8	1280	4.205 ± 2.509	0.126	14.64	[4.067 ; 4.342]



TD_30_60_PA_0_mm.

COMPARAISON DES VALEURS DES PÉDICULES
RESULTATS BASÉS SUR N = 20 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 4 PÉDICULES X 16 VERTÈBRES = 5120 OBSERVATIONS
(Results based on 1280 cases)

1) MAIN TABLE; Source P-value (A) Interaction is significant at 0.05-level; Main effects should not be interpreted. => Actually, changes among NB_POINT are different according to the level of MODELE and/or differences between MODELE depends on NB_POINT level. given below, See the analysis of simple effects (i.e. Tests of slice effects)

Source	P-value	(A)
MODELE	0.0001	
NB_POINT	0.0001	
MODELE*NB_POINT	0.0001	(A)

2) TESTS OF SLICE EFFECTS (i.e. Tests of simple effects)

2a) NB_POINT effect for each level of MODELE:

Level of MODELE	P-value	
TD	0.0001	=> Signif at 0.01-level.
global	0.0001	=> Signif at 0.01-level.

2b) MODELE effect for each level of NB_POINT:

Level of NB_POINT	P-value	
5	0.0001	=> Signif at 0.01-level.
6	0.0001	=> Signif at 0.01-level.
7	0.0001	=> Signif at 0.01-level.
8	0.0001	=> Signif at 0.01-level.

3) POST-HOC TESTS (i.e. Contrast analysis)

By MODELE pairwise comparisons of NB_POINT:

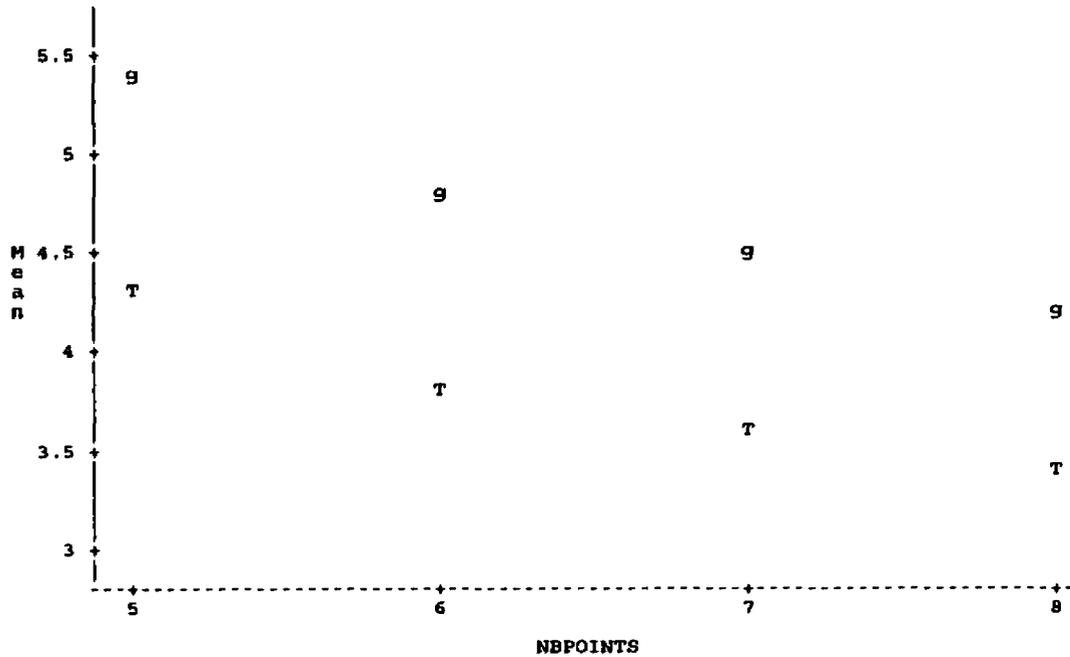
Contrast	P-value	
5-6: TD	0.0001	=> Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-7: TD	0.0001	=> Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-8: TD	0.0006	=> Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-7: TD	0.4164	=> NS at 0.01-level (Bonferroni)
6-8: TD	0.9748	=> NS at 0.01-level (Bonferroni)
7-8: TD	0.4415	=> NS at 0.01-level (Bonferroni)
5-6: global	0.0001	=> Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-7: global	0.0001	=> Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-8: global	0.0001	=> Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-7: global	0.0001	=> Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-8: global	0.0001	=> Signif at 0.01-level (Bonferroni)
7-8: global	0.1238	=> NS at 0.01-level (Bonferroni)

TD_30_60_LAT_mmm

COMPARAISON DES VALEURS DES PLATEAUX
 RESULTATS BASÉS SUR N = 19 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 2 PLATEAUX X 15 VERTÈBRES = 4560 OBSERVATIONS
 (Results based on 570 cases)

SUMMARY STATISTICS OF RMS BY MODELE BY NBPOINTS AND MIXED MODEL TWOWAY ANOVA WITH REPEATED MEASURES ON BOTH FACTORS i.e. (2) X (4) DESIGN

Variable	MODELE	NBPOINTS	N	Mean ± SD	Min	Max	95% CI
RMS	TD	5	570	4.293 ± 3.341	0.079	15.69	[4.018 ; 4.568]
	TD	6	570	3.826 ± 2.762	0.178	15.14	[3.599 ; 4.053]
	TD	7	570	3.55 ± 2.809	0.085	20.32	[3.319 ; 3.781]
	TD	8	570	3.387 ± 2.758	0.037	20.05	[3.16 ; 3.614]
	global	5	570	5.353 ± 4.084	0.062	20.34	[5.017 ; 5.689]
	global	6	570	4.756 ± 3.476	0.101	18.86	[4.47 ; 5.042]



TD_30_60_LAT_mm

COMPARAISON DES VALEURS DES PLATEAUX
RESULTATS BASÉS SUR N = 19 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 2 PLATEAUX X 15 VERTÈBRES = 4560 OBSERVATIONS
(Results based on 570 cases)

1) MAIN TABLE: Source P-value (A) Interaction is significant at 0.25 level: Main effects should be interpreted cautiously. Analysis of slice effects and/or post-hoc tests given below may show different results. MODELE 0.0001 (B) than those of the main table. If results are the same, main table have to be presented. NBPOINTS 0.0001 (C) (B) MODELE main effect is significant at 0.05-level. MODELE*NBPOINTS 0.0931 (A) (C) NBPOINTS main effect is Signif at 0.01-level: See 'Overall contrasts' of NBPOINTS below.

2) TESTS OF SLICE EFFECTS (i.e. Tests of simple effects)

2a) NBPOINTS effect for each level of MODELE: Level of MODELE P-value

TD 0.0001 => Signif at 0.01-level.
global 0.0001 => Signif at 0.01-level.

2b) MODELE effect for each level of NBPOINTS: Level of NBPOINTS P-value

5 0.0001 => Signif at 0.01-level.
6 0.0001 => Signif at 0.01-level.
7 0.0001 => Signif at 0.01-level.
8 0.0001 => Signif at 0.01-level.

3) POST-HOC TESTS (i.e. Contrast analysis)

By MODELE pairwise comparisons of NBPOINTS: Contrast P-value

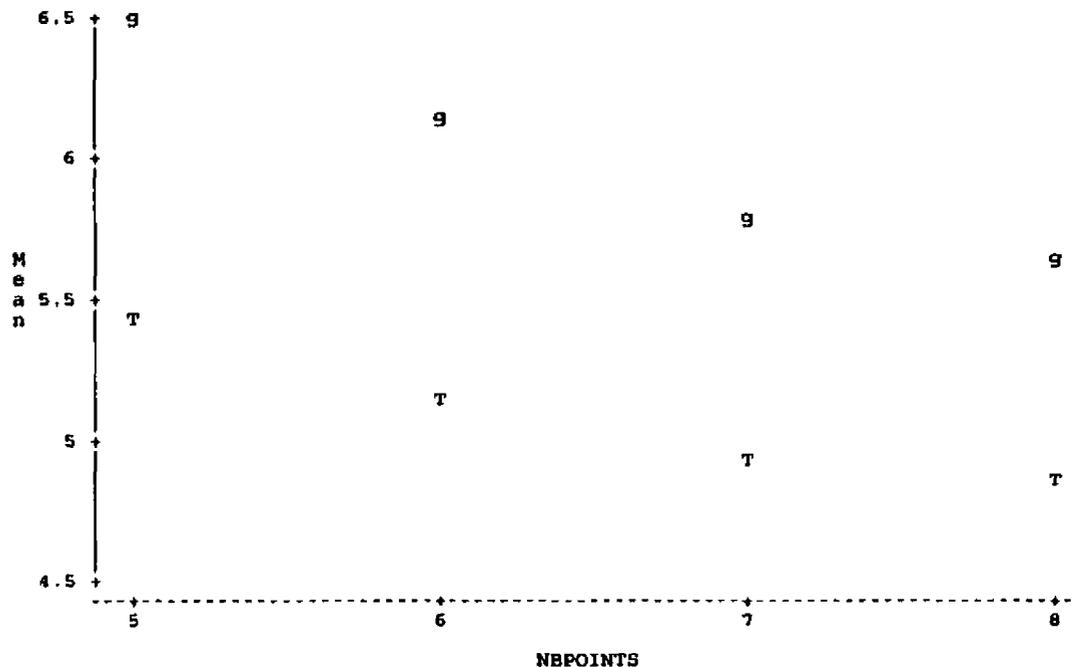
5-6: TD 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-7: TD 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-8: TD 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-7: TD 0.0020 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-8: TD 0.0002 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
7-8: TD 0.0671 => NS at 0.01-level (Bonferroni)
5-6: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-7: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-8: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-7: global 0.0016 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-8: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
7-8: global 0.0238 => NS at 0.01-level (Bonferroni)

TD_30_60_LAT_mm

COMPARAISON DES VALEURS DES PÉDICULES
 RESULTATS BASÉS SUR N = 19 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 4 PÉDICULES X 16 VERTÈBRES = 9728 OBSERVATIONS
 (Results based on 1216 cases)

SUMMARY STATISTICS OF RMS BY MODELE BY NBPOINTS AND MIXED MODEL TWOWAY ANOVA WITH REPEATED MEASURES ON BOTH FACTORS i.e. (2) X (4) DESIGN

Variable	MODELE	NBPOINTS	N	Mean ± SD	Min	Max	95% CI
RMS	TD	5	1216	5.423 ± 3.589	0.137	19.73	[5.221 ; 5.625]
	TD	6	1216	5.177 ± 3.046	0.095	18.62	[5.006 ; 5.348]
	TD	7	1216	4.922 ± 2.936	0.151	19.55	[4.757 ; 5.087]
	TD	8	1216	4.843 ± 2.934	0.068	18.95	[4.678 ; 5.008]
	global	5	1216	6.487 ± 4.493	0.158	28.61	[6.234 ; 6.74]
	global	6	1216	6.117 ± 3.911	0.099	22.43	[5.897 ; 6.337]
	global	7	1216	5.78 ± 3.931	0.132	22.91	[5.559 ; 6.001]
	global	8	1216	5.67 ± 3.793	0.104	21.51	[5.457 ; 5.883]



TD_30_60_LAT_mm

COMPARAISON DES VALEURS DES PÉDICULES
RESULTATS BASÉS SUR N = 19 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 4 PÉDICULES X 16 VERTÈBRES = 9728 OBSERVATIONS
(Results based on 1216 cases)

1) MAIN TABLE: Source P-value (A) Interaction is significant at 0.05-level: Main effects should not be interpreted.

of MODELE MODELE 0.0001 => Actually, changes among NBPOINTS are different according to the level
NBPOINTS 0.0001 and/or differences between MODELE depends on NBPOINTS level.
given below. MODELE*NBPOINTS 0.0005 (A) See the analysis of simple effects (i.e. Tests of slice effects)

2) TESTS OF SLICE EFFECTS (i.e. Tests of simple effects)

2a) NBPOINTS effect for each level of MODELE: Level of MODELE P-value

TD 0.0001 => Signif at 0.01-level.
global 0.0001 => Signif at 0.01-level.

2b) MODELE effect for each level of NBPOINTS: Level of NBPOINTS P-value

5 0.0001 => Signif at 0.01-level.
6 0.0001 => Signif at 0.01-level.
7 0.0001 => Signif at 0.01-level.
8 0.0001 => Signif at 0.01-level.

3) POST-HOC TESTS (i.e. Contrast analysis)

By MODELE pairwise comparisons of NBPOINTS: Contrast P-value

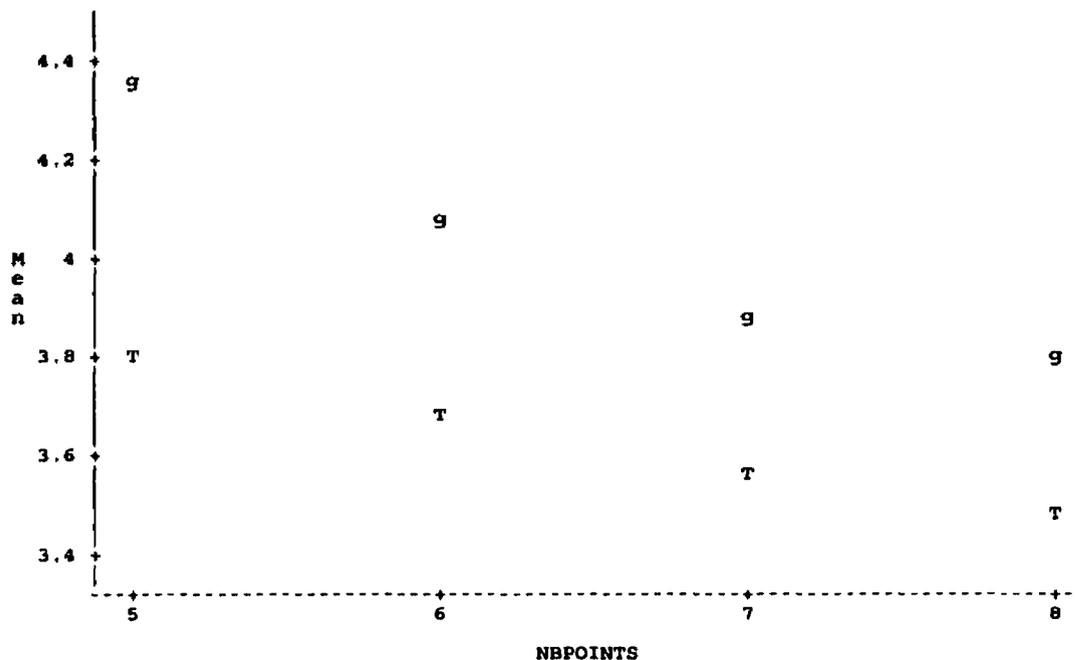
5-6: TD 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-7: TD 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-8: TD 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-7: TD 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-8: TD 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
7-8: TD 0.1545 => NS at 0.01-level (Bonferroni)
5-6: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-7: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-8: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-7: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-8: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
7-8: global 0.0722 => NS at 0.01-level (Bonferroni)

TDLG_30_60_PA_0_mm

COMPARAISON DES VALEURS DES PLATEAUX
 RESULTATS BASÉS SUR N = 16 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 2 PLATEAUX X 15 VERTÈBRES = 3840 OBSERVATIONS
 (Results based on 480 cases)

SUMMARY STATISTICS OF RMS BY MODELE BY NBPOINTS AND MIXED MODEL TOWWAY ANOVA WITH REPEATED MEASURES ON BOTH FACTORS i.e. (2) X (4) DESIGN

Variable	MODELE	NBPOINTS	N	Mean ± SD	Min	Max	95% CI
RMS	TDLG	5	480	3.806 ± 3.171	0.07	16.77	[3.522 ; 4.091]
	TDLG	6	480	3.673 ± 3.002	0.12	16.26	[3.404 ; 3.942]
	TDLG	7	480	3.578 ± 2.97	0.144	16.37	[3.312 ; 3.845]
	TDLG	8	480	3.48 ± 3.009	0.068	16.39	[3.21 ; 3.749]
	global	5	480	4.368 ± 3.33	0.115	15.33	[4.069 ; 4.667]
	global	6	480	4.064 ± 3.093	0.045	14.82	[3.787 ; 4.342]
	global	7	480	3.896 ± 2.982	0.017	14.92	[3.629 ; 4.164]
	global	8	480	3.801 ± 3.024	0.089	14.99	[3.53 ; 4.072]



COMPARAISON DES VALEURS DES PLATEAUX
 RESULTATS BASÉS SUR N = 16 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 2 PLATEAUX X 15 VERTÈBRES = 3840 OBSERVATIONS
 (Results based on 480 cases)

1) MAIN TABLE: Source P-value (A) Interaction is significant at 0.05-level: Main effects should not be interpreted.

 of MODELE MODELE 0.0001 => Actually, changes among NBPOINTS are different according to the level
 NBPOINTS 0.0004 and/or differences between MODELE depends on NBPOINTS level.
 given below. MODELE*NBPOINTS 0.0001 (A) See the analysis of simple effects (i.e. Tests of slice effects)

2) TESTS OF SLICE EFFECTS (i.e. Tests of simple effects)

2a) NBPOINTS effect for each level of MODELE: Level of MODELE P-value

 TDLG 0.0333 => Signif at 0.01-level.
 global 0.0001 => Signif at 0.01-level.

2b) MODELE effect for each level of NBPOINTS: Level of NBPOINTS P-value

 5 0.0001 => Signif at 0.01-level.
 6 0.0001 => Signif at 0.01-level.
 7 0.0001 => Signif at 0.01-level.
 8 0.0001 => Signif at 0.01-level.

3) POST-HOC TESTS (i.e. Contrast analysis)

By MODELE pairwise comparisons of NBPOINTS: Contrast P-value

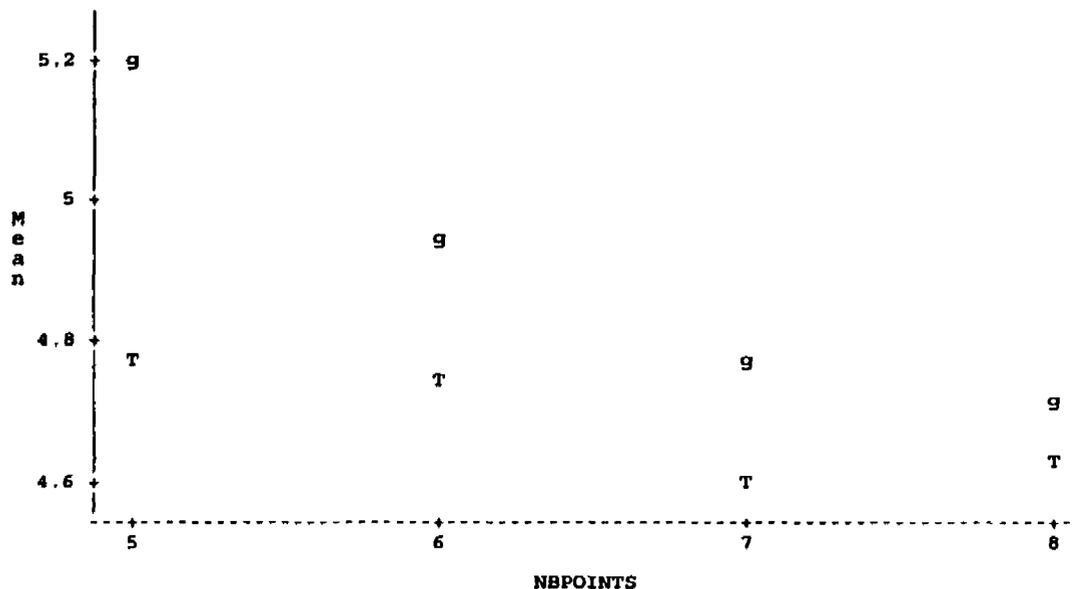
 5-6: TDLG 0.0535 => NS at 0.01-level (Bonferroni)
 5-7: TDLG 0.0156 => NS at 0.01-level (Bonferroni)
 5-8: TDLG 0.0035 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
 6-7: TDLG 0.1696 => NS at 0.01-level (Bonferroni)
 6-8: TDLG 0.0402 => NS at 0.01-level (Bonferroni)
 7-8: TDLG 0.1526 => NS at 0.01-level (Bonferroni)
 5-6: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
 5-7: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
 5-8: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
 6-7: global 0.0170 => NS at 0.01-level (Bonferroni)
 6-8: global 0.0061 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
 7-8: global 0.1739 => NS at 0.01-level (Bonferroni)

TDLG_30_60_PA_0_mm

COMPARAISON DES VALEURS DES PÉDICULES
 RESULTATS BASÉS SUR N = 16 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 4 PÉDICULES X 15 VERTÈBRES = 8192 OBSERVATIONS
 (Results based on 1024 cases)

SUMMARY STATISTICS OF RMS BY MODELE BY NBPOINTS AND MIXED MODEL TOWAY ANOVA WITH REPEATED MEASURES ON BOTH FACTORS i.e. (2) X (4) DESIGN

Variable	MODELE	NBPOINTS	N	Mean ± SD	Min	Max	95% CI
RMS	TDLG	5	1024	4.779 ± 3.66	0.108	22.23	[4.555 ; 5.004]
	TDLG	6	1024	4.734 ± 3.662	0.065	20.74	[4.509 ; 4.959]
	TDLG	7	1024	4.6 ± 3.616	0.122	21.2	[4.378 ; 4.822]
	TDLG	8	1024	4.639 ± 3.533	0.021	20.46	[4.423 ; 4.856]
	global	5	1024	5.196 ± 3.626	0.133	20.07	[4.974 ; 5.419]
	global	6	1024	4.94 ± 3.539	0.22	19.33	[4.723 ; 5.157]
	global	7	1024	4.771 ± 4.036	0.193	72.66	[4.524 ; 5.019]
	global	8	1024	4.7 ± 3.435	0.133	18.37	[4.49 ; 4.911]



COMPARAISON DES VALEURS DES PÉDICULES
 RESULTATS BASÉS SUR N = 16 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 4 PÉDICULES X 15 VERTÈBRES = 8192 OBSERVATIONS
 (Results based on 1024 cases)

1) MAIN TABLE: interpreted. of MODELE given below.	Source ----- MODELE NBPOINTS MODELE*NBPOINTS	P-value 0.0141 0.0003 0.0001 (A)	(A) Interaction is significant at 0.05-level: Main effects should not be => Actually, changes among NBPOINTS are different according to the level and/or differences between MODELE depends on NBPOINTS level. See the analysis of simple effects (i.e. Tests of slice effects)
---	--	---	--

2) TESTS OF SLICE EFFECTS (i.e. Tests of simple effects)

2a) NBPOINTS effect for each level of MODELE:	Level of MODELE ----- TDLG global	P-value 0.0280 0.0001	=> Signif at 0.01-level. => Signif at 0.01-level.
2b) MODELE effect for each level of NBPOINTS:	Level of NBPOINTS ----- 5 6 7 8	P-value 0.0001 0.0319 0.0744 0.5260	=> Signif at 0.01-level. => NS at 0.01-level. => NS at 0.05-level. => NS at 0.05-level.

3) POST-HOC TESTS (i.e. Contrast analysis)

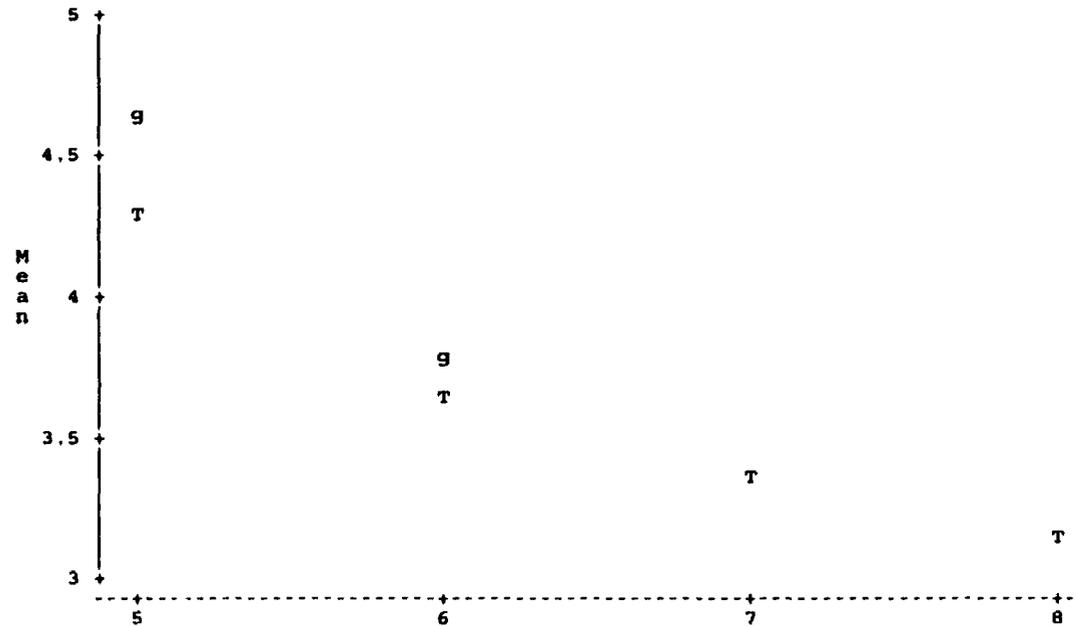
By MODELE pairwise comparisons of NBPOINTS:	Contrast ----- 5-6: TDLG 5-7: TDLG 5-8: TDLG 6-7: TDLG 6-8: TDLG 7-8: TDLG 5-6: global 5-7: global 5-8: global 6-7: global 6-8: global 7-8: global	P-value 0.3538 0.0069 0.0732 0.0061 0.1533 0.4212 0.0001 0.0001 0.0001 0.0121 0.0086 0.2893	=> NS at 0.01-level (Bonferroni) => Signif at 0.01-level (Bonferroni) => NS at 0.01-level (Bonferroni) => Signif at 0.01-level (Bonferroni) => NS at 0.01-level (Bonferroni) => NS at 0.01-level (Bonferroni) => Signif at 0.01-level (Bonferroni) => Signif at 0.01-level (Bonferroni) => Signif at 0.01-level (Bonferroni) => NS at 0.01-level (Bonferroni) => Signif at 0.01-level (Bonferroni) => NS at 0.01-level (Bonferroni)
---	---	---	--

TDLG_30_60_LAT_mm

COMPARAISON DES VALEURS DES PLATEAUX
 RESULTATS BASÉS SUR N = 16 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 2 PLATEAUX X 15 VERTÈBRES = 3840 OBSERVATIONS
 (Results based on 480 cases)

SUMMARY STATISTICS OF RMS BY MODELE BY NBPOINTS AND MIXED MODEL TWOWAY ANOVA WITH REPEATED MEASURES ON BOTH FACTORS i.e. (2) X (4) DESIGN

Variable	MODELE	NBPOINTS	N	Mean ± SD	Min	Max	95% CI
RMS	TDLG	5	480	4.321 ± 3.277	0.059	17.1	[4.027 ; 4.615]
	TDLG	6	480	3.66 ± 2.861	0.023	16.36	[3.403 ; 3.917]
	TDLG	7	480	3.375 ± 2.672	0.088	15.65	[3.135 ; 3.614]
	TDLG	8	480	3.14 ± 2.378	0.046	14.44	[2.927 ; 3.353]
	global	5	480	4.617 ± 3.52	0.067	18.07	[4.301 ; 4.932]
	global	6	480	3.755 ± 2.897	0.055	17.32	[3.495 ; 4.015]
	global	7	480	3.385 ± 2.532	0.091	13.98	[3.158 ; 3.612]
	global	8	480	3.151 ± 2.315	0.046	12.91	[2.944 ; 3.359]



NBPOINTS ; NOTE: 2 obs hidden.

TDLG_30_60_LAT_mm

COMPARAISON DES VALEURS DES PLATEAUX
RESULTATS BASÉS SUR N = 16 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 2 PLATEAUX X 15 VERTÈBRES = 3840 OBSERVATIONS
(Results based on 480 cases)

1) MAIN TABLE: Source P-value (A) Interaction is significant at 0.05-level: Main effects should not be interpreted. ----- => Actually, changes among NBPOINTS are different according to the level of MODELE and/or differences between MODELE depends on NBPOINTS level. given below. MODELE 0.0080 See the analysis of simple effects (i.e. Tests of slice effects) NBPOINTS 0.0001 MODELE*NBPOINTS 0.0001 (A)

2) TESTS OF SLICE EFFECTS (i.e. Tests of simple effects)

2a) NBPOINTS effect for each level of MODELE: Level of MODELE P-value -----
TDLG 0.0001 => Signif at 0.01-level.
global 0.0001 => Signif at 0.01-level.

2b) MODELE effect for each level of NBPOINTS: Level of NBPOINTS P-value -----
5 0.0001 => Signif at 0.01-level.
6 0.0449 => NS at 0.01-level.
7 0.8299 => NS at 0.05-level.
8 0.8136 => NS at 0.05-level.

3) POST-HOC TESTS (i.e. Contrast analysis)

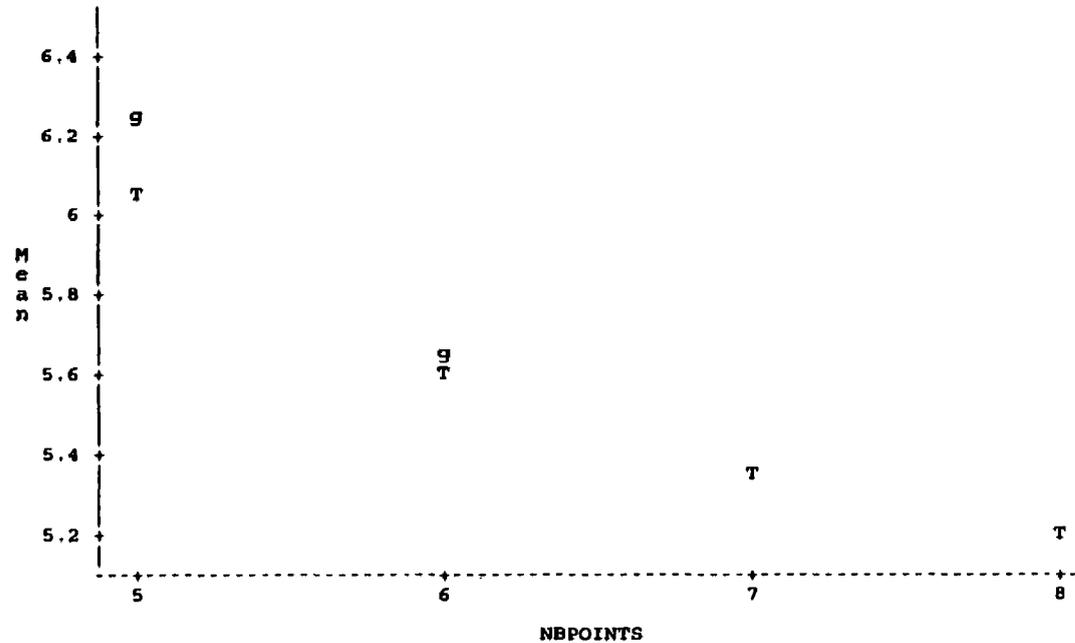
By MODELE pairwise comparisons of NBPOINTS: Contrast P-value -----
5-6: TDLG 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-7: TDLG 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-8: TDLG 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-7: TDLG 0.0070 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-8: TDLG 0.0002 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
7-8: TDLG 0.0266 => NS at 0.01-level (Bonferroni)
5-6: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-7: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-8: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-7: global 0.0005 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-8: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
7-8: global 0.0284 => NS at 0.01-level (Bonferroni)

TDLG_30_60_LAT_mm

COMPARAISON DES VALEURS DES PÉDICULES
 RESULTATS BASÉS SUR N = 16 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 4 PÉDICULES X 15 VERTÈBRES = 8192 OBSERVATIONS
 (Results based on 1024 cases)

SUMMARY STATISTICS OF RMS BY MODELE BY NBPOINTS AND MIXED MODEL TOWAY ANOVA WITH REPEATED MEASURES ON BOTH FACTORS i.e. (2) X (4) DESIGN

Variable	MODELE	NBPOINTS	N	Mean ± SD	Min	Max	95% CI
RMS	TDLG	5	1024	6.03 ± 3.675	0.167	22.63	[5.805 ; 6.255]
	TDLG	6	1024	5.613 ± 3.225	0.225	21.67	[5.415 ; 5.81]
	TDLG	7	1024	5.353 ± 3.089	0.152	18.53	[5.164 ; 5.543]
	TDLG	8	1024	5.21 ± 2.953	0.133	20.3	[5.029 ; 5.391]
	global	5	1024	6.232 ± 3.911	0.053	24.63	[5.993 ; 6.472]
	global	6	1024	5.658 ± 3.394	0.038	23.68	[5.45 ; 5.866]
	global	7	1024	5.342 ± 3.11	0.207	18.39	[5.151 ; 5.533]
	global	8	1024	5.211 ± 3.004	0.19	18.61	[5.027 ; 5.396]



NOTE: 2 obs hidden.

TDLG_30_60_LAT_mm

COMPARAISON DES VALEURS DES PÉDICULES
RESULTATS BASÉS SUR N = 16 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 4 PÉDICULES X 15 VERTÈBRES = 8192 OBSERVATIONS
(Results based on 1024 cases)

1) MAIN TABLE: Source P-value (A) Interaction is significant at 0.05-level: Main effects should not be interpreted.

=> Actually, changes among NBPOINTS are different according to the level of MODELE and/or differences between MODELE depends on NBPOINTS level.
See the analysis of simple effects (i.e. Tests of slice effects)
given below. MODELE 0.0861
NBPOINTS 0.0001
MODELE*NBPOINTS 0.0001 (A)

2) TESTS OF SLICE EFFECTS (i.e. Tests of simple effects)

2a) NBPOINTS effect for each level of MODELE: Level of MODELE P-value

TDLG 0.0001 => Signif at 0.01-level.
global 0.0001 => Signif at 0.01-level.

2b) MODELE effect for each level of NBPOINTS: Level of NBPOINTS P-value

5 0.0001 => Signif at 0.01-level.
6 0.2388 => NS at 0.05-level.
7 0.7655 => NS at 0.05-level.
8 0.9660 => NS at 0.05-level.

3) POST-HOC TESTS (i.e. Contrast analysis)

By MODELE pairwise comparisons of NBPOINTS: Contrast P-value

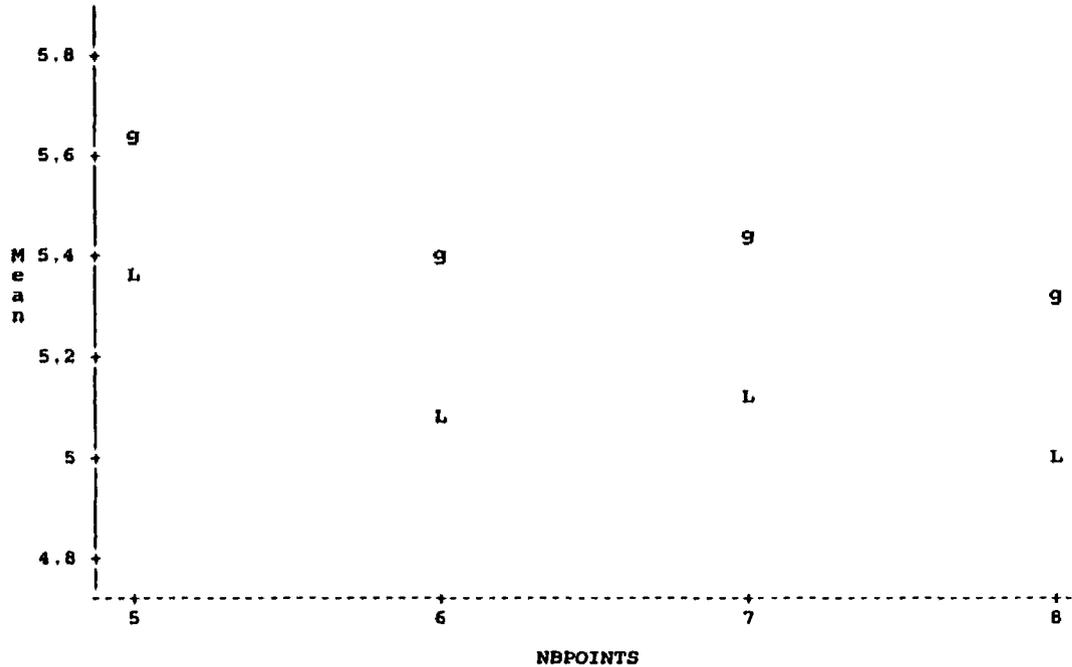
5-6: TDLG 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-7: TDLG 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-8: TDLG 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-7: TDLG 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-8: TDLG 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
7-8: TDLG 0.0232 => NS at 0.01-level (Bonferroni)
5-6: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-7: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-8: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-7: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-8: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
7-8: global 0.0413 => NS at 0.01-level (Bonferroni)

LG_30_60_PA_0_mm

COMPARAISON DES VALEURS DES PLATEAUX
 RESULTATS BASÉS SUR N = 13 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 2 PLATEAUX X 15 VERTÈBRES = 3120 OBSERVATIONS
 (Results based on 390 cases)

SUMMARY STATISTICS OF RMS BY MODELE BY NBPOINTS AND MIXED MODEL TOWAY ANOVA WITH REPEATED MEASURES ON BOTH FACTORS i.e. (2) X (4) DESIGN

Variable	MODELE	NBPOINTS	N	Mean ± SD	Min	Max	95% CI
RMS	LG	5	390	5.369 ± 3.845	0.084	19.16	[4.986 ; 5.752]
	LG	6	390	5.063 ± 4.04	0.076	19.23	[4.661 ; 5.465]
	LG	7	390	5.101 ± 3.904	0.076	17.03	[4.713 ; 5.49]
	LG	8	390	4.987 ± 4.005	0.129	17.5	[4.588 ; 5.385]
	global	5	390	5.626 ± 4.3	0.145	21.31	[5.198 ; 6.054]
	global	6	390	5.405 ± 4.447	0.14	21.25	[4.962 ; 5.848]
	global	7	390	5.454 ± 4.281	0.069	19.17	[5.027 ; 5.88]
	global	8	390	5.334 ± 4.359	0.15	19.54	[4.9 ; 5.768]



COMPARAISON DES VALEURS DES PLATEAUX
 RESULTATS BASÉS SUR N = 13 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 2 PLATEAUX X 15 VERTÈBRES = 3120 OBSERVATIONS
 (Results based on 390 cases)

1) MAIN TABLE: Source interpreted cautiously. different results to be presented.	<table border="0"> <tr> <td>MODELE</td> <td>0.0001 (B)</td> <td>(A) Interaction is significant at 0.25 level: Main effects should be</td> </tr> <tr> <td>NBPOINTS</td> <td>0.0800 (C)</td> <td>Analysis of slice effects and/or post-hoc tests given below may show</td> </tr> <tr> <td>MODELE*NBPOINTS</td> <td>0.2031 (A)</td> <td>than those of the main table. If results are the same, main table have</td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> <td>(B) MODELE main effect is significant at 0.05-level.</td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> <td>(C) NBPOINTS main effect is not significant at 0.05-level.</td> </tr> </table>	MODELE	0.0001 (B)	(A) Interaction is significant at 0.25 level: Main effects should be	NBPOINTS	0.0800 (C)	Analysis of slice effects and/or post-hoc tests given below may show	MODELE*NBPOINTS	0.2031 (A)	than those of the main table. If results are the same, main table have			(B) MODELE main effect is significant at 0.05-level.			(C) NBPOINTS main effect is not significant at 0.05-level.
MODELE	0.0001 (B)	(A) Interaction is significant at 0.25 level: Main effects should be														
NBPOINTS	0.0800 (C)	Analysis of slice effects and/or post-hoc tests given below may show														
MODELE*NBPOINTS	0.2031 (A)	than those of the main table. If results are the same, main table have														
		(B) MODELE main effect is significant at 0.05-level.														
		(C) NBPOINTS main effect is not significant at 0.05-level.														

2) TESTS OF SLICE EFFECTS (i.e. Tests of simple effects)

2a) NBPOINTS effect for each level of MODELE:

Level of MODELE	P-value	
LG	0.0332	=> Signif at 0.01-level.
global	0.1852	=> NS at 0.05-level.

2b) MODELE effect for each level of NBPOINTS:

Level of NBPOINTS	P-value	
5	0.0002	=> Signif at 0.01-level.
6	0.0001	=> Signif at 0.01-level.
7	0.0001	=> Signif at 0.01-level.
8	0.0001	=> Signif at 0.01-level.

3) POST-HOC TESTS (i.e. Contrast analysis)

By MODELE pairwise comparisons of NBPOINTS:

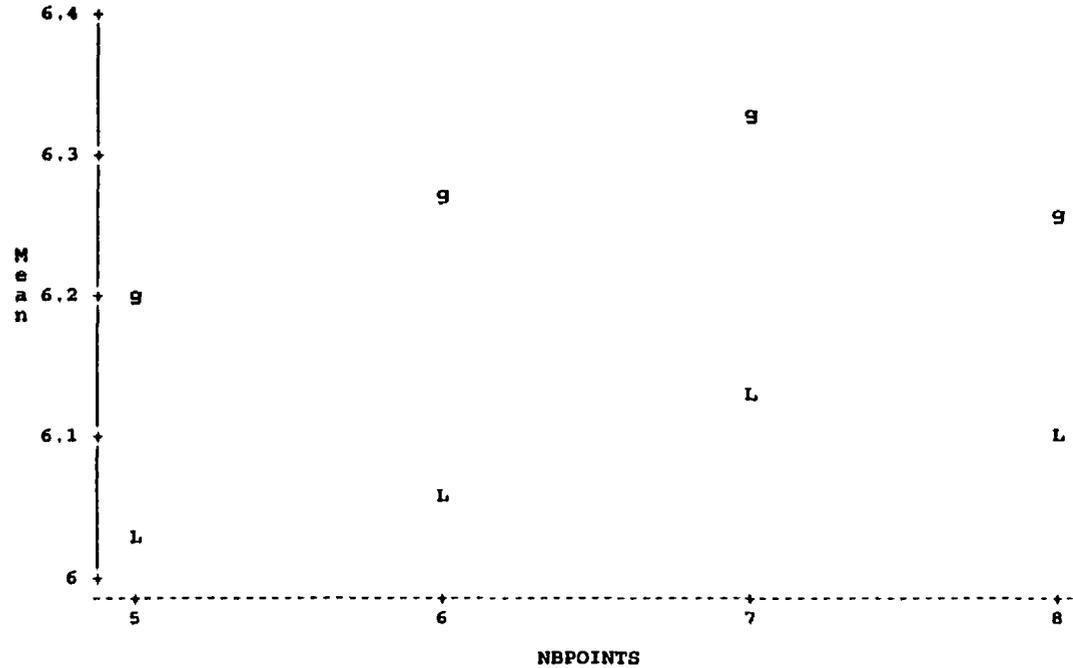
Contrast	P-value	
5-6: LG	0.0070	=> Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-7: LG	0.0809	=> NS at 0.01-level (Bonferroni)
5-8: LG	0.0337	=> NS at 0.01-level (Bonferroni)
6-7: LG	0.7364	=> NS at 0.01-level (Bonferroni)
6-8: LG	0.6181	=> NS at 0.01-level (Bonferroni)
7-8: LG	0.3119	=> NS at 0.01-level (Bonferroni)
5-6: global	0.0616	=> NS at 0.01-level (Bonferroni)
5-7: global	0.2820	=> NS at 0.01-level (Bonferroni)
5-8: global	0.1207	=> NS at 0.01-level (Bonferroni)
6-7: global	0.6793	=> NS at 0.01-level (Bonferroni)
6-8: global	0.6598	=> NS at 0.01-level (Bonferroni)
7-8: global	0.3130	=> NS at 0.01-level (Bonferroni)

LG_30_60_PA_0_mm

COMPARAISON DES VALEURS DES PÉDICULES
 RESULTATS BASÉS SUR N = 13 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 4 PÉDICULES X 16 VERTÈBRES = 6656 OBSERVATIONS
 (Results based on 832 cases)

SUMMARY STATISTICS OF RMS BY MODELE BY NBPOINTS AND MIXED MODEL TWOWAY ANOVA WITH REPEATED MEASURES ON BOTH FACTORS i.e. (2) X (4) DESIGN

Variable	MODELE	NBPOINTS	N	Mean ± SD	Min	Max	95% CI
RMS	LG	5	832	6.026 ± 4.389	0.153	23.48	[5.727 ; 6.324]
	LG	6	832	6.063 ± 4.38	0.118	26.81	[5.765 ; 6.361]
	LG	7	832	6.125 ± 4.373	0.212	22.47	[5.827 ; 6.422]
	LG	8	832	6.099 ± 4.529	0.114	24.66	[5.791 ; 6.407]
	global	5	832	6.202 ± 4.826	0.172	25.49	[5.873 ; 6.53]
	global	6	832	6.276 ± 4.782	0.14	28.87	[5.951 ; 6.602]
	global	7	832	6.335 ± 4.771	0.295	24.35	[6.01 ; 6.659]
	global	8	832	6.255 ± 4.948	0.08	26.77	[5.919 ; 6.592]



LG_30_60_PA_0_mm

COMPARAISON DES VALEURS DES PÉDICULES
RESULTATS BASÉS SUR N = 13 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 4 PÉDICULES X 16 VERTÈBRES = 6656 OBSERVATIONS
(Results based on 832 cases)

1) MAIN TABLE: Source P-value (A) Interaction is significant at 0.25 level; Main effects should be interpreted cautiously. ----- Analysis of slice effects and/or post-hoc tests given below may show different results than those of the main table. If results are the same, main table have to be presented.

MODELE	0.0001 (B)	(B) MODELE main effect is significant at 0.05-level.
NBPOINTS	0.6528 (C)	(C) NBPOINTS main effect is not significant at 0.05-level.
MODELE*NBPOINTS	0.1296 (A)	

2) TESTS OF SLICE EFFECTS (i.e. Tests of simple effects)

2a) NBPOINTS effect for each level of MODELE:

Level of MODELE	P-value	
LG	0.7877	=> NS at 0.05-level.
global	0.4962	=> NS at 0.05-level.

2b) MODELE effect for each level of NBPOINTS:

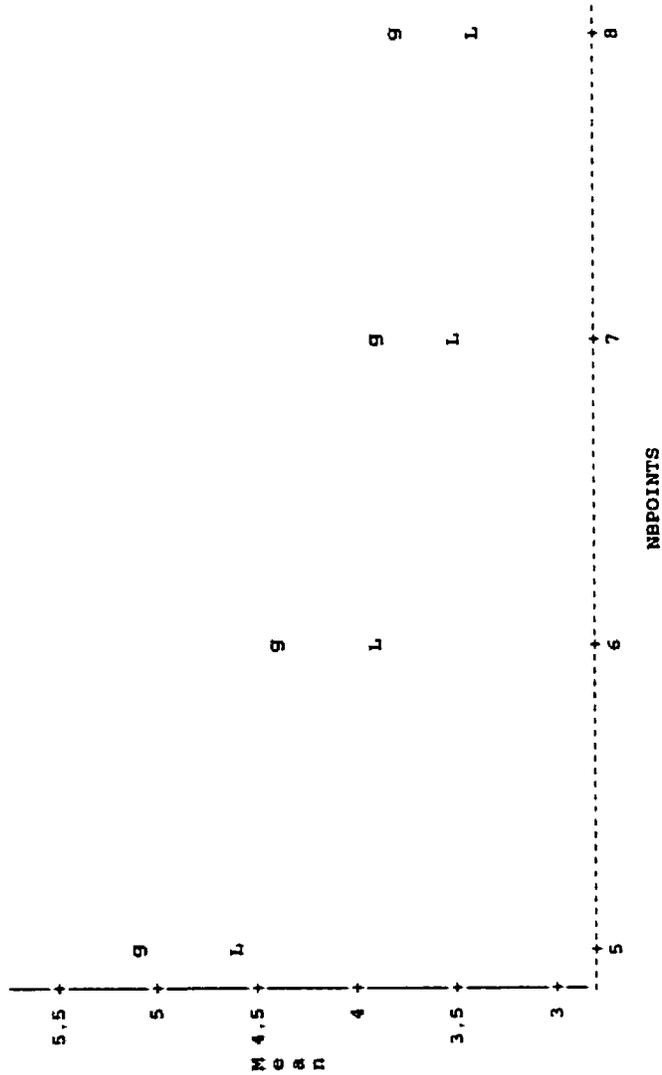
Level of NBPOINTS	P-value	
5	0.0008	=> Signif at 0.01-level.
6	0.0001	=> Signif at 0.01-level.
7	0.0001	=> Signif at 0.01-level.
8	0.0028	=> Signif at 0.01-level.

LG_30_60_lat_mm

COMPARAISON DES VALEURS DES PLATEAUX
 RESULTATS BASÉS SUR N = 13 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 2 PLATEAUX X 15 VERTÈBRES = 3120 OBSERVATIONS
 (Results based on 390 cases)

SUMMARY STATISTICS OF RMS BY MODELE BY NBPOINTS AND MIXED MODEL TWOWAY ANOVA WITH REPEATED MEASURES ON BOTH FACTORS i.e. (2)
 X (4) DESIGN

Variable	MODELE	NBPOINTS	N	Mean ± SD	Min	Max	95% CI
RMS	LG	5	390	4.618 ± 3.391	0.162	16.35	[4.28 ; 4.955]
	LG	6	390	3.928 ± 2.834	0.097	14.78	[3.646 ; 4.21]
	LG	7	390	3.479 ± 2.576	0.063	10.73	[3.223 ; 3.736]
	LG	8	390	3.387 ± 2.518	0.094	11.59	[3.136 ; 3.638]
	global	5	390	5.055 ± 3.5	0.043	15.76	[4.707 ; 5.403]
	global	6	390	4.436 ± 2.83	0.05	13.64	[4.155 ; 4.718]
	global	7	390	3.927 ± 2.66	0.282	12.68	[3.662 ; 4.192]
	global	8	390	3.826 ± 2.66	0.094	12.66	[3.561 ; 4.091]



LQ_30_60_lat_mm

COMPARAISON DES VALEURS DES PLATEAUX
RESULTATS BASÉS SUR N = 13 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 2 PLATEAUX X 15 VERTÈBRES = 3120 OBSERVATIONS
(Results based on 390 cases)

1) MAIN TABLE:	Source	P-value	(A) Interaction is not significant at 0.25 level.
	-----	-----	=> Thus, MODELE main effect can be generalized for all level of NBPOINTS and NBPOINTS main effect can be generalized for all level of MODELE.
	MODELE	0.0001 (B)	(B) MODELE main effect is significant at 0.05-level.
	NBPOINTS	0.0001 (C)	(C) NBPOINTS main effect is Signif at 0,01-level; See 'Overall contrasts' of
	MODELE*NBPOINTS	0.5723 (A)	

NBPOINTS below.

2) POST-HOC TESTS (i.e. Contrast analysis)

Overall pairwise comparisons of NBPOINTS:

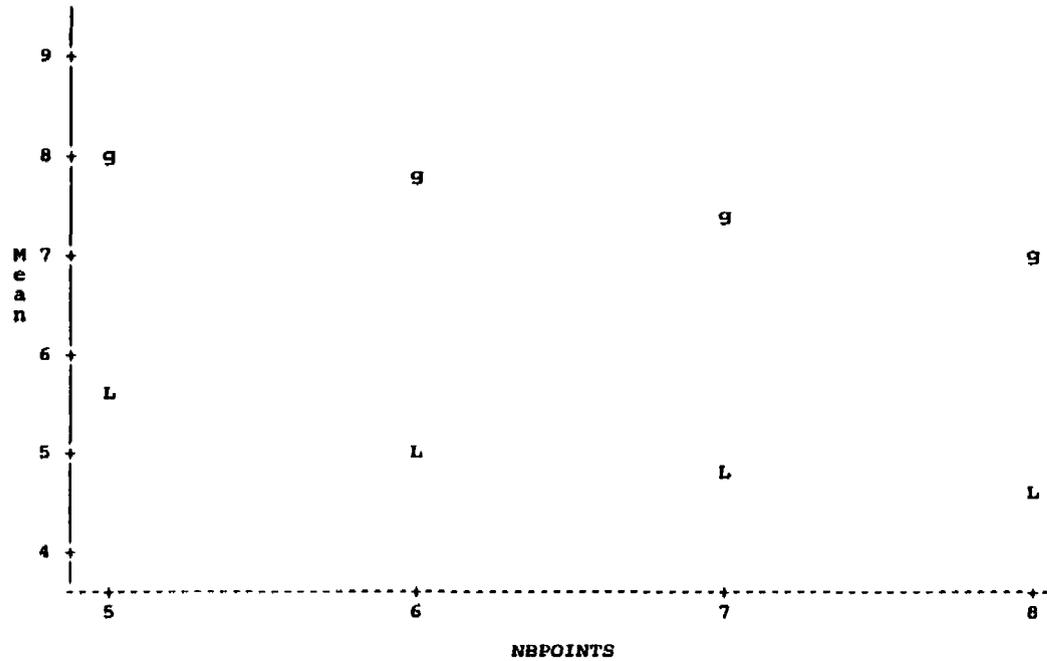
Contrast	P-value	
-----	-----	
5-6: All Groups	0.0001	=> Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-7: All Groups	0.0001	=> Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-8: All Groups	0.0001	=> Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-7: All Groups	0.0001	=> Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-8: All Groups	0.0001	=> Signif at 0.01-level (Bonferroni)
7-8: All Groups	0.3110	=> NS at 0.01-level (Bonferroni)

LG_30_60_lat_mm

COMPARAISON DES VALEURS DES PÉDICULES
 RESULTATS BASÉS SUR N = 13 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 4 PÉDICULES X 16 VERTÈBRES = 6656 OBSERVATIONS
 (Results based on 832 cases)

SUMMARY STATISTICS OF RMS BY MODELE BY NBPOINTS AND MIXED MODEL TOWAY ANOVA WITH REPEATED MEASURES ON BOTH FACTORS i.e. (2) X (4) DESIGN

Variable	MODELE	NBPOINTS	N	Mean ± SD	Min	Max	95% CI
RMS	LG	5	832	5.587 ± 3.778	0.125	23.17	[5.33 ; 5.844]
	LG	6	832	5.082 ± 3.226	0.171	21.32	[4.863 ; 5.302]
	LG	7	832	4.711 ± 2.788	0.128	17.32	[4.521 ; 4.901]
	LG	8	832	4.595 ± 2.677	0.049	16.81	[4.412 ; 4.777]
	global	5	832	8.087 ± 4.921	0.268	31.87	[7.752 ; 8.421]
	global	6	832	7.774 ± 4.31	0.163	30.08	[7.481 ; 8.068]
	global	7	832	7.333 ± 3.91	0.138	25.64	[7.067 ; 7.6]
	global	8	832	7.067 ± 3.933	0.478	24.32	[6.799 ; 7.334]



LG_30_60_lat_mm

COMPARAISON DES VALEURS DES PÉDICULES
RESULTATS BASÉS SUR N = 13 PATIENTS X 8 CONDITIONS X 4 PÉDICULES X 16 VERTÈBRES = 6656 OBSERVATIONS
(Results based on 832 cases)

1) MAIN TABLE: Source P-value (A) Interaction is significant at 0.05-level; Main effects should not be interpreted, ----- => Actually, changes among NBPOINTS are different according to the level of MODELE and/or differences between MODELE depends on NBPOINTS level. given below. MODELE 0.0001 See the analysis of simple effects (i.e. Tests of slice effects) NBPOINTS 0.0001 MODELE*NBPOINTS 0.0001 (A)

2) TESTS OF SLICE EFFECTS (i.e. Tests of simple effects)

2a) NBPOINTS effect for each level of MODELE: Level of MODELE P-value -----
LG 0.0001 => Signif at 0.01-level.
global 0.0001 => Signif at 0.01-level.

2b) MODELE effect for each level of NBPOINTS: Level of NBPOINTS P-value -----
5 0.0001 => Signif at 0.01-level.
6 0.0001 => Signif at 0.01-level.
7 0.0001 => Signif at 0.01-level.
8 0.0001 => Signif at 0.01-level.

3) POST-HOC TESTS (i.e. Contrast analysis)

By MODELE pairwise comparisons of NBPOINTS: Contrast P-value -----
5-6: LG 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-7: LG 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-8: LG 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-7: LG 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-8: LG 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
7-8: LG 0.0536 => NS at 0.01-level (Bonferroni)
5-6: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-7: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
5-8: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-7: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
6-8: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)
7-8: global 0.0001 => Signif at 0.01-level (Bonferroni)

**ANNEXE 6 - INFLUENCE D'ERREURS D'IDENTIFICATION
RADIOGRAPHIQUE DES POINTS SUR L'ESTIMATION DES REPÈRES
ANATOMIQUES**

Des erreurs d'identification d'écart-type de 2,0 mm ont été simulées 50 fois de façon aléatoire sur les points identifiés le long de la colonne :

- sur les radiographies frontales de 20 patients atteints d'une scoliose de type thoracique droite (TD), 16 dotés d'une courbe thoracique droite lombaire gauche (TDLG) et 13 d'une lombaire gauche (LG) ;
- sur les radiographies latérales de 19 patients scoliotiques TD sur les 20 cités précédemment et des mêmes 16 et 13 patients TDLG et LG respectivement.

Les estimations sur les deux vues des coordonnées des six repères anatomiques par vertèbre par la méthode rapide utilisent le modèle moyen frontal spécifique avec six, huit et six points pour les types de courbe TD, TDLG et LG respectivement ainsi que le modèle moyen latéral spécifique avec identification de sept points le long de la colonne pour le plan sagittal. Les moyennes et écarts-types en mm des différences RMS avec la méthode raffinée sont listées dans le tableau A – 6.1 : il s'agit, pour chaque groupe de scoliose, de moyennes et écarts-types calculés sur l'ensemble des 50 simulations de tous les patients de la catégorie, regroupant les pédicules d'une part et les plateaux d'autre part.

Tableau A - 6.1 : Moyennes (moy) et écarts-types (e-t) sur les pédicules et les plateaux, en mm, des différences RMS obtenues après 50 simulations d'erreurs aléatoires d'identification des points sur les radiographies frontales et latérales pour les types de scolioses TD, TDLG et LG

		Total									latéral								
		TD			LG			TDLG			TD			LG			TDLG		
		N	moy	et	N	moy	et	N	moy	et	N	moy	et	N	moy	et	N	moy	et
T1	pédicules	400	44	22	2800	44	23	3200	39	21	3800	45	26	2800	39	20	3200	51	32
	plateaux	2000	28	16	1300	31	18	1800	28	15	1900	29	18	1300	29	16	1800	28	16
T2	pédicules	400	37	18	2800	53	33	3200	36	19	3800	45	25	2800	39	20	3200	50	34
	plateaux	2000	37	22	1300	45	32	1800	32	18	1900	40	25	1300	30	20	1800	34	19
T3	pédicules	400	47	27	2800	63	40	3200	41	21	3800	52	27	2800	37	19	3200	50	30
	plateaux	2000	42	23	1300	64	48	1800	35	21	1900	45	27	1300	34	23	1800	37	21
T4	pédicules	400	53	26	2800	60	46	3200	45	25	3800	62	37	2800	45	24	3200	60	25
	plateaux	2000	44	25	1300	69	53	1800	38	24	1900	52	38	1300	36	22	1800	43	22
T5	pédicules	400	60	28	2800	65	51	3200	50	28	3800	67	40	2800	49	28	3200	62	27
	plateaux	2000	44	27	1300	66	50	1800	46	29	1900	55	38	1300	40	24	1800	43	24
T6	pédicules	400	66	35	2800	73	56	3200	55	36	3800	64	44	2800	57	29	3200	67	35
	plateaux	2000	47	29	1300	62	47	1800	49	31	1900	52	35	1300	41	23	1800	42	27
T7	pédicules	400	76	44	2800	74	55	3200	61	37	3800	60	34	2800	56	26	3200	71	41
	plateaux	2000	49	29	1300	67	44	1800	50	33	1900	47	33	1300	44	24	1800	44	30
T8	pédicules	400	89	54	2800	81	57	3200	61	38	3800	51	26	2800	58	28	3200	62	33
	plateaux	2000	51	32	1300	65	42	1800	53	35	1900	42	25	1300	45	26	1800	45	27
T9	pédicules	400	94	55	2800	85	54	3200	55	38	3800	57	28	2800	55	30	3200	59	33
	plateaux	2000	51	33	1300	69	45	1800	51	36	1900	41	23	1300	48	27	1800	44	28
T10	pédicules	400	90	58	2800	75	43	3200	55	41	3800	59	31	2800	65	32	3200	64	34
	plateaux	2000	49	31	1300	62	37	1800	47	33	1900	43	26	1300	53	30	1800	46	34
T11	pédicules	400	95	56	2800	74	42	3200	59	44	3800	55	27	2800	58	32	3200	66	35
	plateaux	2000	51	31	1300	53	31	1800	49	37	1900	42	25	1300	53	30	1800	43	34
T12	pédicules	400	92	53	2800	76	38	3200	66	42	3800	55	30	2800	64	31	3200	62	30
	plateaux	2000	49	29	1300	55	32	1800	49	35	1900	38	23	1300	46	25	1800	38	23
L1	pédicules	400	97	53	2800	67	33	3200	64	45	3800	56	32	2800	66	35	3200	57	32
	plateaux	2000	42	24	1300	54	28	1800	44	34	1900	40	24	1300	46	27	1800	39	24
L2	pédicules	400	91	47	2800	58	32	3200	59	45	3800	53	28	2800	56	35	3200	52	29
	plateaux	2000	38	22	1300	43	26	1800	40	28	1900	37	22	1300	43	28	1800	38	25
L3	pédicules	400	68	34	2800	53	31	3200	53	39	3800	46	21	2800	56	32	3200	60	29
	plateaux	2000	34	19	1300	38	24	1800	36	21	1900	33	19	1300	43	25	1800	45	26
L4	pédicules	400	55	28	2800	47	28	3200	46	32	3800	42	22	2800	48	32	3200	45	25
	plateaux	2000	29	16	1300	33	21	1800	27	14	1900	31	18	1300	37	26	1800	42	28
L5	pédicules	400	72	38	2800	68	37	3200	62	36	3800	96	42	2800	103	49	3200	90	40
	plateaux	2000	46	27	1300	53	32	1800	53	34	1900	77	55	1300	76	51	1800	79	56

ANNEXE 7 – REPRÉSENTATIONS DES PROJECTIONS FRONTALES, APICALES ET LATÉRALES DES RECONSTRUCTIONS 3D

Cette annexe a pour but d'illustrer les projections sur les vues frontale, apicale et latérale des reconstructions 3D issues des méthode raffinée et rapide pour deux patients, l'un atteint d'une scoliose lombaire gauche avec des différences RMS 3D moyennes (figure A – 7.1), l'autre d'une thoracique droite lombaire gauche présentant de différences RMS 3D relativement élevées (figure A – 7.2). Une reconstruction 3D offrant de faibles valeurs RMS 3D est illustrée à la figure 3.6 de la section 3.2.3.

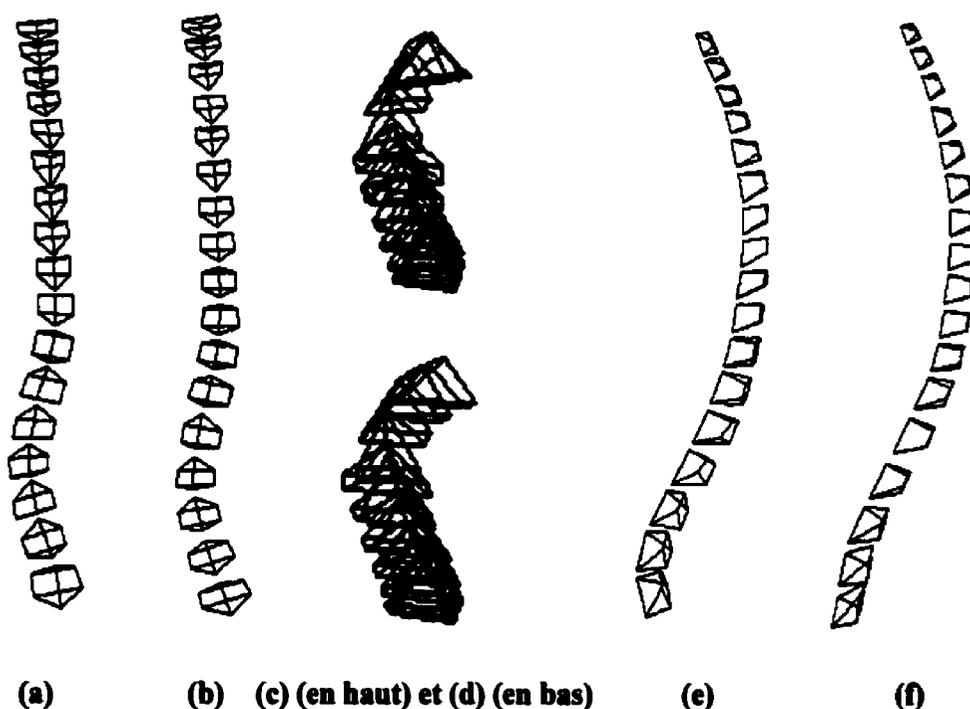
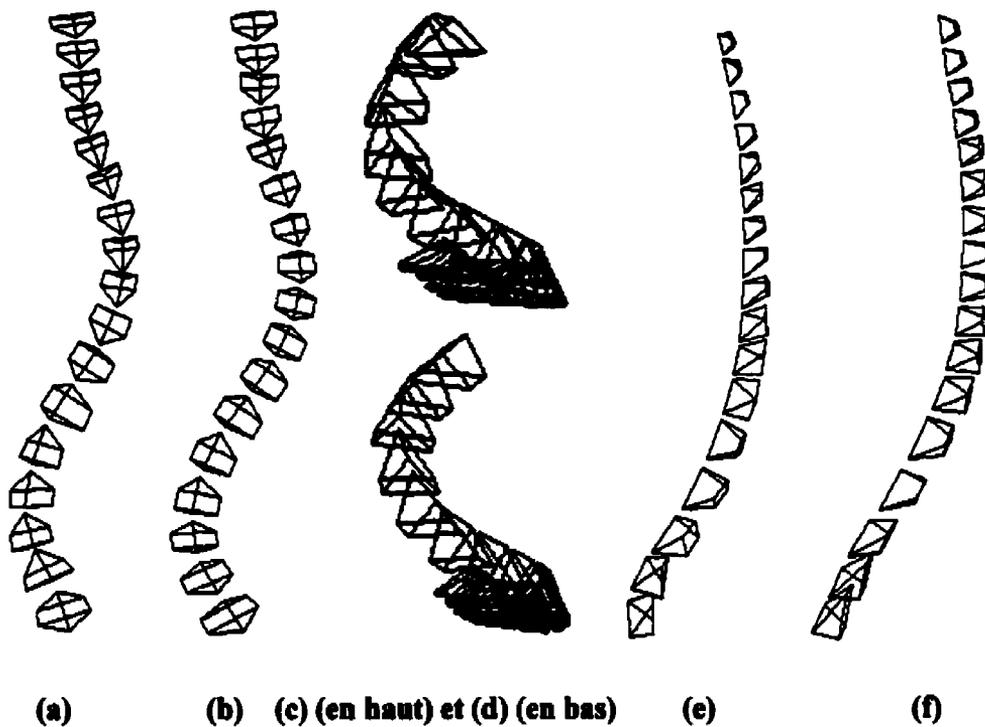


Figure A - 7.1 : Représentations des projections sur les vues frontale, apicale et latérale de reconstructions 3D à différences RMS 3D moyennes, obtenues par les méthodes raffinée ((a), (c) et (e) respectivement) et rapide ((b), (d) et (f) respectivement) d'un patient atteint d'une scoliose LG



(a) (b) (c) (en haut) et (d) (en bas) (e) (f)
Figure A - 7.2 : Représentations des projections sur les vues frontale, apicale et latérale de reconstructions 3D à différences RMS 3D élevées, obtenues par les méthodes raffinée ((a), (c) et (e) respectivement) et rapide ((b), (d) et (f) respectivement) d'un patient atteint d'une scoliose TDLG

De la même façon qu'évoqué dans la section 3.2.3, les figures ci-dessus permettent de montrer que les projections sur les plans frontal, apical et latéral des reconstructions 3D issues de la méthode rapide, bien que présentant des différences RMS 3D moyennes ou élevées, sont cohérentes et ressemblent à celles obtenues à partir des reconstructions 3D provenant de la méthode raffinée.

ANNEXE 8 - RÉSULTATS SUR LES INDICES CLINIQUES DES RECONSTRUCTIONS 3D

Cette annexe fournit les valeurs brutes des angles de Cobb frontaux apicaux thoraciques, thoraciques et lombaires et lombaires, pour les 19, 16 et 13 patients dotés d'une scoliose de type thoracique droite, thoracique droite lombaire gauche et lombaire gauche respectivement, les rotations axiales et l'orientation du plan de déformation maximale pour ces mêmes sommets ainsi que les angles de Cobb latéraux en cyphose, obtenues par les méthodes raffinée d'une part et rapide d'autre part. Une différence est ensuite calculée pour chaque indice entre les deux techniques de reconstruction 3D. Le tableau A – 8.1 fournit les résultats concernant le groupe thoracique droite, le tableau A – 8.2 traite du type de courbe lombaire gauche, enfin les résultats acquis pour le groupe thoracique droite lombaire gauche sont explicités dans le tableau A – 8.3.

Tableau A - 8.1 : Indices cliniques des patients du groupe TD calculés grâce aux méthodes raffinée et rapide

dossier	rotation apicale (degrés)			orientation du plan de déformation maxillaire (degrés)			angle de Cobb apical frontal (degrés)			angle de Cobb apical latéral en cyphose (degrés)		
	méthode raffinée	méthode rapide	différence raffinée-rapide	méthode raffinée	méthode rapide	différence raffinée-rapide	méthode raffinée	méthode rapide	différence raffinée-rapide	méthode raffinée	méthode rapide	différence raffinée-rapide
1042431	-8.63	-13.81	5.18	15	7	8	38.2	38.2	0	20	20.3	-0.3
1280257	-27.48	-15.79	-11.69	37	37	0	45.8	47.7	-1.9	42.1	48.4	-6.3
1284837	-13.17	-14.33	1.16	27	23	4	47	47.1	-0.1	31.6	37.5	-5.9
1285087	-20.37	-14.84	-5.53	20	19	1	52.2	54.0	-1.8	38.3	39.5	-3.2
1275879	-8.77	-13.32	4.55	19	22	-3	49	51.8	-2.8	40.9	39.6	1.3
1288280	-14.19	-16.81	2.62	15	16	-1	41.5	40.8	0.7	24	22.1	1.9
1300580	-21.25	-14.23	-7.03	69	64	5	39.3	41.1	-1.8	53.6	48.3	5.3
1315245	6.83	-8.04	15.67	54	61	-7	34.6	38.4	-0.8	58.4	60	-1.6
1330045	-11.65	-13.9	2.25	32	55	-23	32.1	29.7	2.4	28.1	27.7	-1.6
1378323	-23.04	-13.64	-9.4	27	23	4	48.7	50.7	-2	28.1	28.7	-1.4
1448437	-7.12	-13.85	6.53	30	34	-4	40.2	37.9	2.3	28.6	29.9	-1.3
1474217	-3.68	-14.51	10.83	23	24	-1	45.1	44.9	0.2	39.1	42.3	-3.2
1515882	-30.29	-14.8	-15.49	14	16	-2	42.2	48.9	-4.7	28.5	30.1	-1.6
1620173	-8.14	-14.61	8.47	26	33	-7	43.6	41.0	2.6	30.9	35	-4.1
1719185	-12.17	-10.04	-2.13	112	117	-5	36.5	34.3	2.2	24.8	30	-5.2
1736753	-25.79	-14.51	-11.28	79	52	27	43.4	44.1	-0.7	58.9	54.2	2.7
1790808	-20.4	-13.49	-6.91	20	19	1	38.6	40.3	-1.7	16.4	16.4	0
1822449	-14.05	-13.84	-0.21	34	34	0	46	48.1	-3.1	40.4	42.1	-1.7
1826283	-20.86	-13.11	-7.55	21	21	0	50	52.3	-2.3	31.9	33.6	-1.7

Tableau A - 8.2 : Indices cliniques des patients du groupe LG calculés grâce aux méthodes raffinée et rapide

dossier	rotation apicale (degrés)			orientation du plan de déformation maxillaire (degrés)			angle de Cobb apical frontal (degrés)			angle de Cobb apical latéral en cyphose (degrés)		
	méthode raffinée	méthode rapide	différence raffinée-rapide	méthode raffinée	méthode rapide	différence raffinée-rapide	méthode raffinée	méthode rapide	différence raffinée-rapide	méthode raffinée	méthode rapide	différence raffinée-rapide
1244852	1.48	7.79	-6.3	104	90	14	-38.1	-30.8	-5.3	59.1	58.8	0.3
1280122	15.22	10.57	4.65	56	34	21	-31	-35.7	4.7	40.5	40.1	0.4
1384210	5	10.18	-5.18	51	42	9	-38.8	-40.8	1	48.4	48.8	-1.4
1405831	8.82	7.56	1.26	43	45	-2	-45.6	-45.8	0.2	43.1	48.2	-5.1
1480518	6.83	4.19	2.64	26	26	0	-43.7	-38.9	-4.8	46	47.9	-1.9
1482233	-5.02	11.52	-16.54	102	92	10	-40.4	-37.5	-2.9	53.3	53.1	0.2
1512018	3.16	3.4	-0.24	60	66	-6	-31.8	-23.2	-8.6	53.2	51	2.2
1580588	7.23	10.06	-2.83	43	41	2	-46.8	-44	-2.8	24.5	23.4	1.1
1633288	6.13	3.71	2.42	36	39	-4	-33	-33.7	0.7	38.8	41.9	-3.1
1644324	2.77	4.03	-1.26	108	110	-2	-33.3	-35	1.7	60.2	57.4	2.8
1748855	7.83	8.35	-0.52	25	21	4	-46.5	-50	4.5	42.5	47.2	-4.7
1858703	-3.15	5.08	-8.23	57	54	3	-34.1	-26.3	-7.8	48.4	48.7	-1.3
1888851	4.82	10.85	-5.84	54	50	4	-55.5	-57.9	2.4	48.6	44.1	4.5

Tableau A - 8.3 : Indices cliniques des patients du groupe TDIG calculés grâce aux méthodes raffinée et rapide

Code patient	évaluation globale (évaluation)		évaluation globale (évaluation)		évaluation du plan de soins (évaluation)		évaluation globale (évaluation)		évaluation globale (évaluation)		évaluation globale (évaluation)		évaluation globale (évaluation)		évaluation globale (évaluation)		évaluation globale (évaluation)				
	indice	score	indice	score	indice	score	indice	score	indice	score	indice	score	indice	score	indice	score	indice	score			
1000000	-26.29	-10.48	-15.01	21.55	10.30	11.10	14	13	1	37	32	5	43.1	50.1	-5	-48.2	-82.2	4	18.2	21	-1.8
1200000	-7.88	-8.82	0.94	13.47	9.8	3.87	30	40	-10	43	31	12	37.4	36.3	-0.9	-88.9	-44.7	4.8	25.4	37	-11.8
1370000	-20.38	-12.17	-8.22	7.95	8.28	-0.34	83	87	-4	44	32	12	37.8	38.7	-1.1	-40.4	-40.3	-0.1	-21.1	-17.3	-3.8
1407004	-25.08	-11.22	-13.88	2.88	8.73	-8.04	31	32	-1	31	34	-3	48.2	50	-1.8	-31	-47.2	-3.8	32.8	35.7	-2.8
1407443	-20.58	-5.13	-15.45	5.43	8.53	-4.1	31	28	2	28	33	-5	47.1	48.5	-2.4	-48	-47.5	-0.5	38.4	38.1	0.3
1500001	-3.81	-8.12	2.31	-2.03	8.9	-10.83	48	82	-13	53	48	4	32.8	31.8	1	-37.1	-37.5	0.4	37	42.7	-5.7
1630188	-5.03	-18.74	5.71	-5.22	8.58	-14.8	48	48	3	88	47	22	38.8	38.7	3.1	-38.3	-35.2	-3.1	43.7	42.8	0.8
1644896	-11.88	-8.83	-8.15	21.88	11.68	10.2	31	32	-1	188	178	-10	50	51.8	-1.8	-53.3	-80.9	5.8	48.1	50.8	-1.7
1882488	-10.28	-10.31	0.22	3.18	10.17	-8.98	50	59	-9	24	27	-3	37.1	35	2.1	-50.3	-48.1	-1.2	35.8	40	-4.4
1704384	-0.37	-3.72	3.38	10.53	8.04	2.48	51	45	8	84	88	-2	34.1	38.2	-2.1	-37.2	-37.4	0.2	42.2	37.8	4.4
1718183	-15.85	-8.88	-5.87	4.74	10.74	-8	32	34	-2	44	47	-3	44.3	45.1	-0.8	-38.3	-38.8	0.5	38.2	37.1	2.1
1738184	-24.51	-8.74	-15.77	11.14	10.24	0.8	25	20	5	25	28	-3	44.5	48.8	-5.4	-40	-42.8	2.8	22.4	24	-1.8
1773832	-14.18	-10.87	-3.31	18	8.88	8.34	10	0	10	52	40	12	48.4	50	-3.8	-42.8	-48.2	5.4	22.5	32.7	-10.2
1783313	-22.18	-8.8	-15.38	2.82	10.87	-7.88	12	21	-8	28	35	-7	48.1	35.8	13.3	-53.3	-38.2	-14.1	18.2	20.7	-4.5
1873888	-13.81	-8.18	-7.43	0.8	8.85	-7.75	104	103	1	104	103	1	34.5	34.8	-0.3	-30	-31.1	1.1	48.8	44.2	5.7
1978373	-8.73	-7.13	-1.8	0.84	10.35	-8.81	47	48	-1	88	38	52	38.8	34.8	2	-28.2	-28.2	0	41.4	40.3	1.1