

Titre: Etude de la modélisation par krigeage géométrique tridimensionnel
Title: des vertèbres saines et scoliotiques

Auteur: Sébastien Delorme
Author:

Date: 1996

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Delorme, S. (1996). Etude de la modélisation par krigeage géométrique
Citation: tridimensionnel des vertèbres saines et scoliotiques [Master's thesis, École
Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/8981/>

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

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/8981/>
PolyPublie URL:

**Directeurs de
recherche:** Jean Dansereau
Advisors:

Programme: Unspecified
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉTUDE DE LA MODÉLISATION
PAR KRIGEAGE GÉOMÉTRIQUE TRIDIMENSIONNEL
DES VERTÈBRES SAINES ET SCOLIOTIQUES

SÉBASTIEN DELORME
DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE MÉCANIQUE)

SEPTEMBRE 1996



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.

0-612-26465-3

Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

ÉTUDE DE LA MODÉLISATION
PAR KRIGEAGE GÉOMÉTRIQUE TRIDIMENSIONNEL
DES VERTÈBRES SAINES ET SCOLIOTIQUES

présenté par: DELORME, Sébastien

en vue de l'obtention du diplôme de: Maîtrise ès sciences appliquées
a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de:

M. CAMARERO, Ricardo, Ph.D., président

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

M. DE GUISE, Jacques, Ph.D., membre

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier mon directeur de recherche, M. Jean Dansereau, pour sa disponibilité, son dévouement et ses judicieux conseils tout au long de ce travail. J'aimerais également exprimer ma reconnaissance envers MM. Jacques de Guise et Hubert Labelle, pour leur précieuse collaboration, ainsi qu'à M. Carl-Éric Aubin, qui a contribué à la supervision de ce projet et qui m'a beaucoup conseillé et aidé.

Je voudrais aussi remercier tous les gens du laboratoire d'étude de la scoliose 3D de l'Hôpital Sainte-Justine, pour leur grande patience à bien vouloir répondre à mes questions ainsi que leur aide sur certains aspects techniques de ce projet, en particulier: Yvan Petit, Christian Bellefleur, Yves Martel, André Beauchamp et Philippe Labelle. Merci également à Champlain Landry pour sa collaboration, ses idées et pour m'avoir fourni des reconstructions de vertèbres scoliotiques lors de son séjour à Paris.

Je tiens à souligner le support du CRSNG et de l'Université de Montréal pour le financement de mes études de maîtrise.

Enfin, j'aimerais exprimer ma reconnaissance envers mes parents pour m'avoir tant encouragé à entreprendre et terminer cette maîtrise ainsi qu'envers Chantal pour toutes les heures passées à m'écouter, me conseiller, me relire et me corriger.

RÉSUMÉ

Une technique de modélisation géométrique tridimensionnelle personnalisée de la colonne vertébrale a été développée par le groupe de recherche sur la scoliose 3D de l'Hôpital Sainte-Justine et de l'École Polytechnique dans le but d'étudier la biomécanique de la scoliose, une maladie caractérisée par une déformation tridimensionnelle de la courbure naturelle du rachis, une rotation des vertèbres et des difformités vertébrales. Cette technique consiste à déformer par krigeage géométrique tridimensionnel des primitives anatomiques de spécimens de vertèbres saines, reconstruites par tomographie axiale sériée, pour les ajuster sur les données de personnalisation du patient, obtenues par radiographie multi-vues, une technique d'imagerie utilisée de façon routinière lors des cliniques de scoliose de l'Hôpital Sainte-justine. La déformation par krigeage est contrôlée par plusieurs paramètres: les points de contrôle, la dérive et la covariance.

La modélisation géométrique de la colonne vertébrale fournit aux orthopédistes une visualisation tridimensionnelle de la colonne scoliotique constituant ainsi un outil d'aide au diagnostic et au traitement (chirurgie assistée par ordinateur). De plus, jumelée à une modélisation mécanique par éléments finis, elle permet d'étudier par simulation biomécanique l'effet d'un traitement chirurgical ou par corset sur un patient spécifique. Cependant, les données géométriques du modèle mécanique étant basées sur la technique de modélisation géométrique de la colonne, il est essentiel de pouvoir représenter adéquatement les difformités caractéristiques des vertèbres scoliotiques (cunéiformisation du corps vertébral, asymétrie des pédicules, déviation des apophyses, etc.) et ce, de façon personnalisée.

Dans le but de mieux comprendre le comportement de la méthode de déformation par krigeage en présence d'erreurs sur la position des points de contrôle ainsi que pour évaluer la qualité et la précision des modèles vertébraux qu'elle génère avec différentes combinaisons de points de contrôle et de profils de krigeage (dérive et covariance), ce projet a consisté à effectuer deux études de sensibilité: 1) étude de la sensibilité de la

géométrie des vertèbres à des erreurs de reconstructions sur les points de contrôle, 2) étude de sensibilité au profil de krigeage de la qualité de la modélisation géométrique des vertèbres.

Les hypothèses de départ sont basées sur le fait qu'une erreur de reconstruction sur les points de contrôle n'aurait qu'un effet local sur la géométrie vertébrale, que l'ajout de points de contrôle sur les éléments postérieurs de la vertèbre améliorerait significativement la qualité de la modélisation géométrique des vertèbres scoliotiques et qu'enfin un autre profil de krigeage que la combinaison d'une dérive et d'une covariance linéaires permettrait d'obtenir une meilleure modélisation géométrique pour les vertèbres saines et scoliotiques.

En ce qui concerne l'étude de sensibilité à la géométrie, des paramètres géométriques ont été mesurés sur certaines primitives anatomiques: une vertèbre dorsale typique (T8) et une vertèbre lombaire typique (L3). Ces paramètres ont ensuite été modifiés successivement et, dans chaque cas, les positions des points de contrôle ont été recalculées et un modèle géométrique a été généré. La comparaison des paramètres géométriques mesurés sur le modèle avec ceux de départ a permis d'évaluer l'effet de la simulation d'erreurs sur la position des points de contrôle. De plus, ces tests ont été répétés avec plusieurs combinaisons de points de contrôle, déterminées à partir de leur visibilité sur les radiographies.

Les résultats ont permis de constater qu'une erreur de reconstruction sur un point de contrôle dans une direction donnée (x , y ou z) n'affectait le reste de la vertèbre que dans cette direction. L'effet n'est pas seulement local: il se fait ressentir sur l'ensemble de la vertèbre. De plus, l'effet est amplifié pour les régions extrapolées de la vertèbre alors qu'il est local pour les régions interpolées: les effets les plus importants ont été observés 1) sur l'apophyse transverse droite et les facettes articulaires droite pour des erreurs sur les points de contrôle associés au pédicule droit (effet amplifié: plus grand que 100% de l'erreur simulée) et 2) sur l'apophyse épineuse de T8 et les facettes articulaires des deux

vertèbres pour des erreurs sur les points de contrôle associés aux plateaux vertébraux (effet moyen: plus grand que 40% de l'erreur simulée). Les différences morphologiques entre les deux vertèbres testées (T8 et L3) sont à l'origine de différences de comportement qui sont fonction à la fois de la distance entre les points de contrôle et de la distance entre le point affecté et chacun des points de contrôle. Ainsi, la vertèbre L3 est plus affectée que T8 par des erreurs sur les points de contrôle associés aux pédicules alors que T8 est plus influencée que L3 par des erreurs sur les points de contrôle associés au corps vertébral. L'ajout de points de contrôle seulement sur le corps vertébral a un effet indésirable sur la modélisation géométrique en augmentant la sensibilité des éléments postérieurs alors que l'ajout de points de contrôle sur les éléments postérieurs (particulièrement sur les extrémités des apophyses transverses et articulaires) a un effet bénéfique en stabilisant davantage l'ensemble de la vertèbre.

En ce qui concerne l'étude de sensibilité au profil de krigeage, des modèles ont été générés à partir de plusieurs profils de krigeage (dérives constante, linéaire, quadratique et cubique; covariances linéaire, cubique et logarithmique) et avec les mêmes combinaisons de points de contrôle que pour l'étude de sensibilité à la géométrie. Les vertèbres utilisées ici sont des vertèbres dorsales et lombaires typiques, saines et scoliotiques, obtenues par reconstruction par tomographie axiale sériée de spécimens cadavériques. Deux critères ont été utilisés pour évaluer la qualité de la modélisation géométrique: le critère paramétrique (évaluation des effets des erreurs de modélisation géométrique sur le modèle mécanique de la colonne vertébrale) et le critère volumique (évaluation globale de l'erreur de modélisation basée sur l'espace occupé par la vertèbre modélisée et le spécimen reconstruit).

Les résultats ont d'abord montré un ordre de grandeur semblable entre les valeurs du critère volumique pour les vertèbres saines et scoliotiques (entre 35% et 50%) alors que les valeurs du critère paramétrique sont environ 1,5 fois plus élevées pour les vertèbres scoliotiques que saines. La combinaison d'une dérive linéaire avec une covariance linéaire ou logarithmique donne généralement les meilleurs résultats. Les ordres

supérieurs de dérive ne produisent pas d'amélioration appréciable de la modélisation géométrique et ne sont pas disponibles pour des combinaisons de moins de 10 points de contrôle. L'ajout de points de contrôle sur le corps vertébral seulement semble peu efficace pour améliorer la qualité de la modélisation géométrique des vertèbres dans leur ensemble, contrairement à l'ajout de points de contrôle sur les éléments postérieurs (apophyses transverses et articulaires). La cunéiformisation du corps vertébral n'ayant pas été évaluée de façon spécifique dans ce projet, ceci ne signifie pas pour autant que la qualité de sa modélisation ne serait pas améliorée par l'ajout de points de contrôle sur le corps vertébral. D'autre part, l'ajout de points de contrôle sur les facettes articulaires permet d'améliorer la modélisation géométrique de 45% et de 23% selon les critères paramétrique et volumique respectivement.

L'effet sur la géométrie vertébrale d'erreurs de reconstruction associées aux points de contrôle est maintenant connu et a permis de déterminer quels sont les points de contrôle dont il faut améliorer la précision, dépendant de la région de la colonne: les quatre points de contrôle situés sur les pédicules (surtout pour la région lombaire) et les deux situés sur le corps vertébral (surtout pour la région dorsale). Il est donc recommandé de concentrer les efforts sur la diminution des erreurs de reconstruction sur ces points pour améliorer la modélisation. De plus, le fait de savoir que la qualité de la modélisation géométrique ne peut être améliorée par l'utilisation d'un profil de krigeage autre que celui constitué d'une dérive et d'une covariance linéaires confirme le choix de ce profil de krigeage, employé depuis le début de l'utilisation de la méthode de déformation par krigeage des vertèbres. Enfin, la connaissance des points de contrôle améliorant le plus la modélisation géométrique des vertèbres dorsales et lombaires permet de savoir quels sont les points prioritaires à ajouter aux points de contrôle reconstruits, soit d'une façon plus particulière les extrémités des apophyses épineuse, transverses et articulaires.

ABSTRACT

A tridimensional personalized geometrical modelling technique was developed by the 3D scoliosis research group of Sainte-Justine Hospital and Ecole Polytechnique in order to study the biomechanics of scoliosis, a disease featuring a tridimensionnal deformation of the spine's natural curvature, rotation of the vertebrae and vertebral deformities. This technique consists in the deformation, using tridimensionnal geometrical kriging, of anatomical primitives of healthy vertebral specimens, reconstructed by ct-scan, to fit them on personalized data of the patient, obtained by multi-view radiography, an imaging technique used at the scoliosis clinics of Sainte-Justine Hospital. The kriging deformation is controlled by several parameters: control points, drift and fluctuation.

The geometrical modelling of the spine provides orthopedists with a 3-D view of the scoliotic spine, thus constituting a helping tool for diagnosis and treatment (computer assisted surgery). Moreover, joined with a finite-element mechanical modelling, it allows to simulate and study the biomechanical effect of a surgical treatment or of a brace on a specific patient. However, the mechanical model's geometrical data being based on the geometrical modelling of the spine, it is essential to be able to adequately represent the typical deformities of the scoliotic vertebrae (wedging of the vertebral body, pedicle asymmetry, processes deviation, etc.) in a personalized way.

In order to have a better understanding of the behavior of this kriging deformation method, this project has consisted in the performance of two sensitivity studies: 1) study of the sensitivity of the vertebral geometry to reconstruction errors on control points, 2) study of the sensitivity of the vertebral geometrical modelling's quality to the kriging profile. These studies allowed the taking into account of the presence of errors on the position of the control points as well as the evaluation of the precision of the vertebral models that it generates with different combinations of control points and kriging profiles (drift and fluctuation)

The initial hypotheses used were:

- reconstruction errors on control points would only have a local effect on the vertebral geometry;
- the addition of control points on the posterior elements of the vertebra would significantly improve the quality of the geometrical modelling of scoliotic vertebrae; and
- another kriging profile rather than the combination of linear drift and fluctuation would produce a better modelling for healthy and scoliotic vertebrae.

Concerning the study of the sensitivity to geometry, geometrical parameters were measured on the following anatomical primitives: typical thoracic (T8) and lumbar (L3) vertebrae. Those parameters were then successively modified and, for each case, the positions of the control points were recalculated and a geometrical model was generated. The comparison of the geometrical parameters measured on the model with those measured on the anatomical primitives has allowed to evaluate the effect of simulating errors on the position of control points. Furthermore, these tests were repeated with several combinations of control points, chosen from their visibility on X-rays.

Results have shown that a reconstruction error on a control point in a given direction (x , y or z) affects the rest of the vertebra only in that direction. Most of the time, the effect is not only local, the whole vertebra being affected. In addition, the effect is amplified on extrapolated areas of the vertebra whereas it is local on interpolated regions. The most considerable effects were observed 1) on the right transverse processes and right articular facets for errors on control points located on the right pedicle (amplified effect: greater than 100% of the simulated error) and 2) on T8's spinous process and articular facets of both vertebrae for errors on control points located on the vertebral endplates (medium effect: greater than 40% of the simulated error). Morphological differences between the two tested vertebrae (T8 and L3) are the reason for behavior differences which are a function of the distance between control points as well as the distance between the

affected point and each control point. The L3 vertebra is thus more affected by errors on control points located on the pedicles than T8 while T8 is more influenced by errors on control points located on the vertebral body than L3. Adding control points on the vertebral body has an undesirable effect on the geometrical modelling by increasing the posterior elements' sensitivity whereas adding control points on the posterior elements (especially on the spinous and articular processes extremities) has a profitable effect by increasing the stability of the whole vertebra.

Concerning the study of the sensitivity to kriging profile, models were generated using several kriging profiles (constant, linear, quadratic and cubic drifts; linear, cubic and logarithmic fluctuations) and from the same combinations of control points as in the previous sensitivity study. Typical thoracic and lumbar vertebra (healthy and scoliotic), obtained by ct-scan reconstruction of cadaveric specimens, were used. Two criteria were defined to evaluate the quality of the geometrical modelling: 1) the parametric criteria (evaluation of the effects of geometrical modelling errors on the mechanical model of the spine) and 2) the volumic criteria (global evaluation of the modelling error based on the space occupied by the modelled vertebra and the reconstructed specimen).

Results have first shown similar order of magnitude for the volumic criteria values of healthy and scoliotic vertebrae (between 35% and 50%) but 1,5 times greater values for the parametric criteria of scoliotic vertebrae compared to healthy ones. The combination of a linear drift with a linear or logarithmic fluctuation usually gives the best results. Higher degree drifts did not produce perceptible improvement in the geometrical modelling and are not available for combinations of less than 10 control points. Adding control points only on the vertebral body is not very efficient in improving the quality of the geometrical modelling of vertebrae, contrarily to adding control points on the posterior elements (transverse and articular processes). The vertebral body's wedging having not been specifically evaluated in this project, this does not imply that the quality of its modelling would not be improved by adding control points on the vertebral body. On the other hand, adding control points on the articular processes allows a 45% and

23% improvement of the geometrical modelling, based on the parametric and volumic criterias respectively.

The effect on vertebral geometry of reconstruction errors on the control points is now understood. It has allowed to identify the control points which precision should be improved, depending on the spine region: the four control points located on the pedicles (especially in the lumbar region) and the two located on the vertebral body (especially for the thoracic region). It is thus recommended to direct efforts towards the decreasing of reconstruction errors on those points to improve the modelling. Also, knowing that the quality of the geometrical modelling cannot be improved by using another kriging profile than the one consisting of linear drift and fluctuation confirms this choice for the kriging profile, which was used from the beginning for kriging deformation of vertebrae. Finally, knowing which control points improve the geometrical modelling of thoracic and lumbar vertebrae the most allows to know which points must be added first to the reconstructed control points, i.e. the spinous, transverse and articular processes extremities.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	iv
RÉSUMÉ	v
ABSTRACT	ix
TABLE DES MATIÈRES	xiii
LISTE DES ANNEXES	xvi
LISTE DES TABLEAUX	xvii
LISTE DES FIGURES	xxv
LISTE DES SIGLES ET ABBRÉVIATIONS	xvii
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1: REVUE DE LA LITTÉRATURE	4
1.1 ANATOMIE DU RACHIS ET DES VERTÈBRES	4
1.1.1 <i>Description de la colonne vertébrale</i>	4
1.1.2 <i>Description des vertèbres</i>	6
1.1.3 <i>Mesures vertébrales bidimensionnelles</i>	8
1.1.4 <i>Mesures vertébrales tridimensionnelles</i>	10
1.2 LA SCOLIOSE.....	20
1.2.1 <i>Déviation de la colonne vertébrale</i>	20
1.2.2 <i>Déformations intrinsèques des vertèbres</i>	23
1.2.2.1 <i>Cunéiformisation du corps vertébral</i>	24
1.2.2.2 <i>Déformation de l'arc neural</i>	25
1.2.2.3 <i>Déformation des apophyses</i>	26
1.2.2.4 <i>Quantification des déformations scoliotiques</i>	27
1.2.3 <i>Étiologie de la scoliose et des déformations intrinsèques des vertèbres</i>	29
1.3 MODÉLISATION PERSONNALISÉE DE LA COLONNE VERTÉBRALE.....	30
1.3.1 <i>Reconstruction 3D radiographique multi-vues</i>	32

1.3.2 Modélisation géométrique par krigeage géométrique tridimensionnel	34
1.3.2.1 Reconstruction par tomographie axiale sériée	35
1.3.2.2 Rachis de référence	35
1.3.2.3 Module de correction	38
1.3.2.4 Application du krigeage géométrique tridimensionnel	39
1.3.3 Modélisation mécanique par éléments finis	43
1.4 TECHNIQUES DE TRANSFORMATION D'OBJETS TRIDIMENSIONNELS	45
CHAPITRE 2: MÉTHODOLOGIE	47
2.1 OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES	47
2.2 ÉTUDE DE SENSIBILITÉ À LA GÉOMÉTRIE	47
2.2.1 Approche méthodologique	48
2.2.2 Protocole de simulations	50
2.2.2.1 Nombre de points de contrôle	50
2.2.2.2 Paramètres dépendants et indépendants	52
2.2.2.3 Modifications	54
2.3 ÉTUDE DE SENSIBILITÉ AU PROFIL DE KRIGEAGE	54
2.3.1 Approche méthodologique	55
2.3.1.1 Comparaison paramétrique	56
2.3.1.2 Comparaison volumique	58
2.3.2 Tests effectués	60
2.3.2.1 Vertèbres testées	60
2.3.2.2 Nombre de points de contrôle et profils de krigeage	61
2.3.3 Critère paramétrique	62
2.3.3.1 Comparaison des paramètres géométriques	62
2.3.3.2 Utilisation des résultats de l'étude de sensibilité du modèle mécanique	63
2.3.3.3 Calcul du critère paramétrique	65
2.3.4 Critère volumique	71
2.3.4.1 Transformation en modèle volumique	71
2.3.4.2 Calcul du critère volumique	71
CHAPITRE 3: RÉSULTATS ET DISCUSSION	73
3.1 ÉTUDE DE SENSIBILITÉ À LA GÉOMÉTRIE	73
3.1.1 Test préliminaire: modélisation des vertèbres de référence intactes	73
3.1.2 Modélisation avec 6 points de contrôle	74
3.1.2.1 Résultats de la modification 1 (déplacement du pédicule droit)	76

3.1.2.2 Résultats de la modification 2 (déplacement du pédicule gauche)	87
3.1.2.3 Résultats de la modification 3 (modification de la hauteur du corps vertébral)	87
3.1.3 Krigeage avec plus de 6 points de contrôle	89
3.1.3.1 Influence du corps vertébral.....	90
3.1.3.2 Influence des pédicules.....	95
3.1.3.3 Influence des apophyses	98
3.1.3.4 Résumé.....	101
3.1.4 Synthèse	102
3.2 ÉTUDE DE SENSIBILITÉ AU PROFIL DE KRIGEAGE.....	105
3.2.1 Vertèbres normales.....	106
3.2.1.1 Analyse paramétrique.....	106
3.2.1.2 Analyse volumique.....	109
3.2.2 Vertèbres scoliotiques	112
3.2.2.1 Analyse paramétrique.....	112
3.2.2.2 Analyse volumique.....	112
3.2.3 Synthèse	117
3.3 DISCUSSION GÉNÉRALE	118
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS.....	127
RÉFÉRENCES.....	130
ANNEXES	139

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE A: RÉSULTATS DE L'ÉTUDE DE SENSIBILITÉ À LA GÉOMÉTRIE	139
A.1 PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES MESURÉS SUR LES VERTÈBRES T8 ET L3 DE RÉFÉRENCE	139
A.2 RÉSULTATS VISUELS DES SIMULATIONS LES PLUS PERTINENTES	141
A.3 RÉSULTATS NUMÉRIQUES DES SIMULATIONS	153
ANNEXE B: RÉSULTATS DE L'ÉTUDE DE SENSIBILITÉ AU PROFIL DE KRIGEAGE	197
B.1 VERTÈBRES SAINES.....	197
<i>B.1.1 T8 saine</i>	197
<i>B.1.2 L3 saine</i>	202
B.2 VERTÈBRES SCOLIOTIQUES.....	206
<i>B.2.1 T6 scoliotique</i>	206
<i>B.2.2 L2 scoliotique</i>	210
ANNEXE C: ÉTUDE DE SENSIBILITÉ DU MODÈLE MÉCANIQUE	215
C.1 RÉSULTATS	215
C.2 CALCUL DE LA CONVERSION EN COORDONNÉES CARTÉSIENNES DES ERREURS PARAMÉTRIQUES EXPRIMÉES EN COORDONNÉES SPHÉRIQUES	218
C.3 CALCUL DE LA CONVERSION EN DEGRÉS DES PARAMÈTRES EXPRIMÉS COSINUS DIRECTEURS	219

LISTE DES TABLEAUX

TABEAU 1.1: CORRESPONDANCE ENTRE LES DIFFÉRENTS TYPES DE PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES	19
TABEAU 1.2: LISTE DES 23 POINTS DE CONTRÔLE DE DÉPART (INCLUS DANS LES FICHIERS .ORT).....	36
TABEAU 2.1: COMBINAISONS DE POINTS DE CONTRÔLE.....	51
TABEAU 2.2: PARAMÈTRES INDÉPENDANTS ET DÉPENDANTS EN FONCTION DU NOMBRE DE POINTS DE CONTRÔLE	53
TABEAU 2.3: LISTE DES MODIFICATIONS	54
TABEAU 2.4: COMBINAISONS DES POINTS DE CONTRÔLE ET DES PROFILS DE KRIGEAGE	61
TABEAU 2.5: EXEMPLE DE COMPARAISON DES ERREURS PARAMÉTRIQUES	63
TABEAU 2.6: EXEMPLE DU CALCUL DE L'INFLUENCE D'UN PARAMÈTRE GÉOMÉTRIQUE DANS LE MODÈLE MÉCANIQUE	64
TABEAU 2.7: CALCUL DU $\Delta\theta_{PG}$ DE CHAQUE PARAMÈTRE GÉOMÉTRIQUE À PARTIR DES RÉSULTATS DE L'ÉTUDE DE SENSIBILITÉ DU MODÈLE MÉCANIQUE	66
TABEAU 2.8: EXEMPLE DE CALCUL DU CRITÈRE PARAMÉTRIQUE (C_P)	70
TABEAU 3.1: CORRESPONDANCE ENTRE LES DIRECTIONS DES DÉPLACEMENTS IMPOSÉS AU PÉDICULE DROIT (MODIFICATION 1) ET LES DIRECTIONS DES EFFETS SUR LES AUTRES PARAMÈTRES	76
TABEAU 3.2: PARAMÈTRES DÉPENDANTS LES PLUS INFLUENCÉS PAR LA MODIFICATION 1 AVEC 6 POINTS DE CONTRÔLE	82
TABEAU 3.3: DIFFÉRENCE ENTRE LES EFFETS SUR LES VERTÈBRES T8 ET L3 POUR LA MODIFICATION 1 AVEC 6 POINTS	83
TABEAU 3.4: PARAMÈTRES DÉPENDANTS LES PLUS INFLUENCÉS PAR LA MODIFICATION 3	88
TABEAU 3.5: INFLUENCES ÉTUDIÉES AVEC PLUS DE 6 POINTS DE CONTRÔLE	90
TABEAU 3.6: DIFFÉRENCE ENTRE LES EFFETS SUR T8 ET L3 POUR LA MODIFICATION 3	92
TABEAU 3.7: PARAMÈTRES DÉPENDANTS LES PLUS INFLUENCÉS PAR LA MODIFICATION 11	93
TABEAU 3.8: DIFFÉRENCE ENTRE LES EFFETS SUR T8 ET L3 POUR LA MODIFICATION 12	95
TABEAU 3.9: PARAMÈTRES DÉPENDANTS LES PLUS INFLUENCÉS PAR LA MODIFICATION 1 AVEC 7 POINTS DE CONTRÔLE	97
TABEAU 3.10: PARAMÈTRES DÉPENDANTS LES PLUS INFLUENCÉS PAR LA MODIFICATION 1 AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE	98
TABEAU 3.11: DIFFÉRENCE ENTRE LES EFFETS SUR LES VERTÈBRES T8 ET L3 POUR LA MODIFICATION 4 AVEC 7 POINTS DE CONTRÔLE.....	100
TABEAU 3.12: DIFFÉRENCE ENTRE LES EFFETS SUR LES VERTÈBRES T8 ET L3 POUR LA MODIFICATION 4 AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE.....	100

TABLEAU 3.13: DIFFÉRENCE ENTRE LES EFFETS SUR LES VERTÈBRES T8 ET L3 POUR LA MODIFICATION 5 AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE.....	101
TABLEAU 3.14: APPRÉCIATION QUALITATIVE DES EFFETS AVEC 6 POINTS DE CONTRÔLE ET PLUS	102
TABLEAU 3.15: POURCENTAGE D'AMÉLIORATION DE C_p ET C_v PAR RAPPORT À 6 POINTS POUR LES AUTRES COMBINAISONS DE POINTS DE CONTRÔLE AVEC UNE DÉRIVE ET UNE COVARIANCE LINÉAIRES	123
TABLEAU A.1: PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES MESURÉS SUR LES VERTÈBRES T8 ET L3 DE RÉFÉRENCE	140
TABLEAU A.2: RÉSULTATS GRAPHIQUES DE LA MODIFICATION 3 AVEC 16 POINTS DE CONTRÔLE POUR LES VERTÈBRES T8 ET L3.....	142
TABLEAU A.3: RÉSULTATS GRAPHIQUES DE LA MODIFICATION 11 AVEC 16 POINTS DE CONTRÔLE POUR LES VERTÈBRES T8 ET L3.....	143
TABLEAU A.4: RÉSULTATS GRAPHIQUES DE LA MODIFICATION 12 AVEC 16 POINTS DE CONTRÔLE POUR LES VERTÈBRES T8 ET L3.....	144
TABLEAU A.5: RÉSULTATS GRAPHIQUES DE LA MODIFICATION 1 AVEC 7 POINTS DE CONTRÔLE POUR LES VERTÈBRES T8 ET L3.....	145
TABLEAU A.6: RÉSULTATS GRAPHIQUES DE LA MODIFICATION 1 AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE POUR LES VERTÈBRES T8 ET L3.....	146
TABLEAU A.7: RÉSULTATS GRAPHIQUES DE LA MODIFICATION 4 AVEC 7 POINTS DE CONTRÔLE POUR LES VERTÈBRES T8 ET L3.....	148
TABLEAU A.8: RÉSULTATS GRAPHIQUES DE LA MODIFICATION 4 AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE POUR LES VERTÈBRES T8 ET L3.....	149
TABLEAU A.9: RÉSULTATS GRAPHIQUES DE LA MODIFICATION 5 AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE POUR LES VERTÈBRES T8 ET L3.....	151
TABLEAU A.10: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE T8 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 1 (DÉPLACEMENT DU PÉDICULE DROIT) SELON X, AVEC 6 POINTS DE CONTRÔLE.....	153
TABLEAU A.11: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE T8 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 1 (DÉPLACEMENT DU PÉDICULE DROIT) SELON Y, AVEC 6 POINTS DE CONTRÔLE.....	154
TABLEAU A.12: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE T8 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 1 (DÉPLACEMENT DU PÉDICULE DROIT) SELON Z, AVEC 6 POINTS DE CONTRÔLE	155
TABLEAU A.13: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE T8 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 3 (MODIFICATION DE LA HAUTEUR DU CORPS VERTÉBRAL), AVEC 6 POINTS DE CONTRÔLE	156
TABLEAU A.14: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE T8 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 1 (DÉPLACEMENT DU PÉDICULE DROIT) SELON X, AVEC 7 POINTS DE CONTRÔLE	157

TABLEAU A.15: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE T8 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 1 (DÉPLACEMENT DU PÉDICULE DROIT) SELON Y, AVEC 7 POINTS DE CONTRÔLE.....	158
TABLEAU A.16: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE T8 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 1 (DÉPLACEMENT DU PÉDICULE DROIT) SELON Z, AVEC 7 POINTS DE CONTRÔLE	159
TABLEAU A.17: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE T8 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 1 (DÉPLACEMENT DU PÉDICULE DROIT) SELON X, AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE.....	160
TABLEAU A.18: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE T8 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 1 (DÉPLACEMENT DU PÉDICULE DROIT) SELON Y, AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE.....	161
TABLEAU A.19: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE T8 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 1 (DÉPLACEMENT DU PÉDICULE DROIT) SELON Z, AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE	162
TABLEAU A.20: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE T8 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 3 (MODIFICATION DE LA HAUTEUR DU CORPS VERTÉBRAL). AVEC 16 POINTS DE CONTRÔLE	163
TABLEAU A.21: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE T8 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 11 (MODIFICATION DU DIAMÈTRE LATÉRAL DU CORPS VERTÉBRAL). AVEC 16 POINTS DE CONTRÔLE	164
TABLEAU A.22: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE T8 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 12 (MODIFICATION DU DIAMÈTRE ANTÉRO-POSTÉRIEUR DU CORPS VERTÉBRAL). AVEC 16 POINTS DE CONTRÔLE	165
TABLEAU A.23: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE T8 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 4 (MODIFICATION DE L' APOPHYSE ÉPINEUSE) SELON X, AVEC 7 POINTS DE CONTRÔLE	166
TABLEAU A.24: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE T8 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 4 (MODIFICATION DE L' APOPHYSE ÉPINEUSE) SELON Y, AVEC 7 POINTS DE CONTRÔLE	167
TABLEAU A.25: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE T8 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 4 (MODIFICATION DE L' APOPHYSE ÉPINEUSE) SELON Z, AVEC 7 POINTS DE CONTRÔLE	168
TABLEAU A.26: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE T8 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 4 (MODIFICATION DE L' APOPHYSE ÉPINEUSE) SELON X, AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE	169
TABLEAU A.27: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE T8 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 4 (MODIFICATION DE L' APOPHYSE ÉPINEUSE) SELON Y, AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE	170

TABLEAU A.28: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE T8 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 4 (MODIFICATION DE L' APOPHYSE ÉPINEUSE) SELON Z. AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE	171
TABLEAU A.29: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE T8 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 5 (MODIFICATION DE L' APOPHYSE TRANSVERSE DROITE) SELON X. AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE	172
TABLEAU A.30: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE T8 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 5 (MODIFICATION DE L' APOPHYSE TRANSVERSE DROITE) SELON Y. AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE	173
TABLEAU A.31: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE T8 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 5 (MODIFICATION DE L' APOPHYSE TRANSVERSE DROITE) SELON Z. AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE	174
TABLEAU A.32: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE L3 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 1 (DÉPLACEMENT DU PÉDICULE DROIT) SELON X. AVEC 6 POINTS DE CONTRÔLE	175
TABLEAU A.33: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE L3 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 1 (DÉPLACEMENT DU PÉDICULE DROIT) SELON Y. AVEC 6 POINTS DE CONTRÔLE	176
TABLEAU A.34: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE L3 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 1 (DÉPLACEMENT DU PÉDICULE DROIT) SELON Z. AVEC 6 POINTS DE CONTRÔLE	177
TABLEAU A.35: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE L3 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 3 (MODIFICATION DE LA HAUTEUR DU CORPS VERTÉBRAL). AVEC 6 POINTS DE CONTRÔLE	178
TABLEAU A.36: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE L3 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 1 (DÉPLACEMENT DU PÉDICULE DROIT) SELON X. AVEC 7 POINTS DE CONTRÔLE	179
TABLEAU A.37: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE L3 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 1 (DÉPLACEMENT DU PÉDICULE DROIT) SELON Y. AVEC 7 POINTS DE CONTRÔLE	180
TABLEAU A.38: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE L3 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 1 (DÉPLACEMENT DU PÉDICULE DROIT) SELON Z. AVEC 7 POINTS DE CONTRÔLE	181
TABLEAU A.39: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE L3 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 1 (DÉPLACEMENT DU PÉDICULE DROIT) SELON X. AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE	182
TABLEAU A.40: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE L3 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 1 (DÉPLACEMENT DU PÉDICULE DROIT) SELON Y. AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE	183
TABLEAU A.41: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE L3 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 1 (DÉPLACEMENT DU PÉDICULE DROIT) SELON Z. AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE	184

TABLEAU A.42: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE L3 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 3 (MODIFICATION DE LA HAUTEUR DU CORPS VERTÉBRAL), AVEC 16 POINTS DE CONTRÔLE	185
TABLEAU A.43: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE L3 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 11 (MODIFICATION DU DIAMÈTRE LATÉRAL DU CORPS VERTÉBRAL), AVEC 16 POINTS DE CONTRÔLE	186
TABLEAU A.44: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE L3 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 12 (MODIFICATION DU DIAMÈTRE ANTÉRO-POSTÉRIEUR DU CORPS VERTÉBRAL), AVEC 16 POINTS DE CONTRÔLE	187
TABLEAU A.45: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE L3 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 4 (MODIFICATION DE L' APOPHYSE ÉPINEUSE) SELON X, AVEC 7 POINTS DE CONTRÔLE	188
TABLEAU A.46: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE L3 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 4 (MODIFICATION DE L' APOPHYSE ÉPINEUSE) SELON Y, AVEC 7 POINTS DE CONTRÔLE	189
TABLEAU A.47: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE L3 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 4 (MODIFICATION DE L' APOPHYSE ÉPINEUSE) SELON Z, AVEC 7 POINTS DE CONTRÔLE	190
TABLEAU A.48: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE L3 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 4 (MODIFICATION DE L' APOPHYSE ÉPINEUSE) SELON X, AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE	191
TABLEAU A.49: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE L3 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 4 (MODIFICATION DE L' APOPHYSE ÉPINEUSE) SELON Y, AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE	192
TABLEAU A.50: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE L3 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 4 (MODIFICATION DE L' APOPHYSE ÉPINEUSE) SELON Z, AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE	193
TABLEAU A.51: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE L3 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 5 (MODIFICATION DE L' APOPHYSE TRANSVERSE DROITE) SELON X, AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE	194
TABLEAU A.52: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE L3 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 5 (MODIFICATION DE L' APOPHYSE TRANSVERSE DROITE) SELON Y, AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE	195

TABLEAU A.53: DIFFÉRENCES PARAMÉTRIQUES (EN MM) SUR LA VERTÈBRE L3 ENGENDRÉES PAR LA MODIFICATION 5 (MODIFICATION DE L' APOPHYSE TRANSVERSE DROITE) SELON Z, AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE	196
TABLEAU B.1: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE T8 SAINES AVEC 6 POINTS DE CONTRÔLE	197
TABLEAU B.2: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE T8 SAINES AVEC 7 POINTS DE CONTRÔLE	198
TABLEAU B.3: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE T8 SAINES AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE	198
TABLEAU B.4: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE T8 SAINES AVEC 13 POINTS DE CONTRÔLE	199
TABLEAU B.5: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE T8 SAINES AVEC 16 POINTS DE CONTRÔLE	199
TABLEAU B.6: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE T8 SAINES AVEC 23 POINTS DE CONTRÔLE	199
TABLEAU B.7: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE POUR LA VERTÈBRE T8 SAINES (RÉSUMÉ)	200
TABLEAU B.8: CALCUL DU CRITÈRE VOLUMIQUE POUR LA VERTÈBRE T8 SAINES	201
TABLEAU B.9: CRITÈRE VOLUMIQUE POUR LA VERTÈBRE T8 SAINES (RÉSUMÉ).....	202
TABLEAU B.10: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE L3 SAINES AVEC 6 POINTS DE CONTRÔLE.....	202
TABLEAU B.11: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE L3 SAINES AVEC 7 POINTS DE CONTRÔLE.....	202
TABLEAU B.12: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE L3 SAINES AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE.....	203
TABLEAU B.13: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE L3 SAINES AVEC 13 POINTS DE CONTRÔLE.....	203
TABLEAU B.14: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE L3 SAINES AVEC 16 POINTS DE CONTRÔLE.....	203
TABLEAU B.15: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE L3 SAINES AVEC 23 POINTS DE CONTRÔLE.....	204
TABLEAU B.16: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE POUR LA VERTÈBRE L3 SAINES (RÉSUMÉ).....	204
TABLEAU B.17: CALCUL DU CRITÈRE VOLUMIQUE POUR LA VERTÈBRE L3 SAINES.....	205
TABLEAU B.18: CRITÈRE VOLUMIQUE POUR LA VERTÈBRE L3 SAINES (RÉSUMÉ).....	206

TABLEAU B.19: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE T6	
SCOLIOTIQUE AVEC 6 POINTS DE CONTRÔLE	206
TABLEAU B.20: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE T6	
SCOLIOTIQUE AVEC 7 POINTS DE CONTRÔLE	207
TABLEAU B.21: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE T6	
SCOLIOTIQUE AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE	207
TABLEAU B.22: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE T6	
SCOLIOTIQUE AVEC 13 POINTS DE CONTRÔLE	207
TABLEAU B.23: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE T6	
SCOLIOTIQUE AVEC 16 POINTS DE CONTRÔLE	208
TABLEAU B.24: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE T6	
SCOLIOTIQUE AVEC 23 POINTS DE CONTRÔLE	208
TABLEAU B.25: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE POUR LA VERTÈBRE T6 SCOLIOTIQUE (RÉSUMÉ)	208
TABLEAU B.26: CALCUL DU CRITÈRE VOLUMIQUE POUR LA VERTÈBRE T6 SCOLIOTIQUE	209
TABLEAU B.27: CRITÈRE VOLUMIQUE POUR LA VERTÈBRE T6 SCOLIOTIQUE (RÉSUMÉ)	210
TABLEAU B.28: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE L2	
SCOLIOTIQUE AVEC 6 POINTS DE CONTRÔLE	210
TABLEAU B.29: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE L2	
SCOLIOTIQUE AVEC 7 POINTS DE CONTRÔLE	210
TABLEAU B.30: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE L2	
SCOLIOTIQUE AVEC 9 POINTS DE CONTRÔLE	211
TABLEAU B.31: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE L2	
SCOLIOTIQUE AVEC 13 POINTS DE CONTRÔLE	211
TABLEAU B.32: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE L2	
SCOLIOTIQUE AVEC 16 POINTS DE CONTRÔLE	211
TABLEAU B.33: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE, PAR STRUCTURE ANATOMIQUE, POUR LA VERTÈBRE L2	
SCOLIOTIQUE AVEC 23 POINTS DE CONTRÔLE	212
TABLEAU B.34: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE POUR LA VERTÈBRE L2 SCOLIOTIQUE (RÉSUMÉ)	212
TABLEAU B.35: CALCUL DU CRITÈRE VOLUMIQUE POUR LA VERTÈBRE L2 SCOLIOTIQUE	213
TABLEAU B.36: CRITÈRE VOLUMIQUE POUR LA VERTÈBRE L2 SCOLIOTIQUE (RÉSUMÉ)	214
TABLEAU C.1: SIGNIFICATION DES SYMBOLES DE MODIFICATIONS DE PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES	215
TABLEAU C.2: RÉSULTATS DE L'ÉTUDE DE SENSIBILITÉ DU MODÈLE MÉCANIQUE POUR LES SEGMENTS L2-L5 ET T7-T8	217

TABLEAU C.3: COORDONNÉES CARTÉSIENNES DE L'EXTRÉMITÉ DE L'APOPHYSE ÉPINEUSE EN MODIFIANT <i>ALPHA_EPI</i>	218
TABLEAU C.4: ANGLES D'ORIENTATION DE LA FACETTE ARTICULAIRE SUPÉRIEURE GAUCHE DE LA VERTÈBRE T8 DE RÉFÉRENCE EN MODIFIANT SON COSINUS DIRECTEUR	219

LISTE DES FIGURES

FIGURE 1.1: COLONNE VERTÉBRALE A) VUE ANTÉRIEURE, B) VUE LATÉRALE, C) VUE POSTÉRIEURE (TIRÉ DE NETTER, 1968)	5
FIGURE 1.2: VERTÈBRE T6. A) VUE DE DESSUS, B) VUE DE CÔTÉ (ADAPTÉ DE NETTER, 1968).....	6
FIGURE 1.3: PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES SELON BERRY ET COLL. (TIRÉ DE BERRY ET COLL., 1987)	12
FIGURE 1.4: PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES SELON SCOLES ET COLL. (ADAPTÉ DE SCOLES ET COLL., 1988)..	13
FIGURE 1.5: PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES SELON PANJABI ET COLL. (TIRÉ DE PANJABI ET COLL., 1992).....	14
FIGURE 1.6: MESURE DES ANGLES DES FACETTES ARTICULAIRES SELON PANJABI ET COLL. (TIRÉ DE PANJABI ET COLL., 1993)	16
FIGURE 1.7: PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES SELON AUBIN ET COLL. (1995C)	17
FIGURE 1.8: PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES DES FACETTES ARTICULAIRES SELON AUBIN ET COLL. (TIRÉ DE AUBIN ET COLL., 1995C)	18
FIGURE 1.9: COLONNE VERTÉBRALE ET CAGE THORACIQUE SCOLIOTIQUES (TIRÉ DE MOE ET COLL., 1978) .	20
FIGURE 1.10: MESURE DE L'ANGLE DE COBB (TIRÉ DE POPE, 1984)	21
FIGURE 1.11: SYSTÈMES DE COORDONNÉES A) DE LA COLONNE ET B) D'UNE VERTÈBRE (TIRÉ DE STOKES, 1994)	22
FIGURE 1.12: VERTÈBRE ET CÔTES SCOLIOTIQUES (TIRÉ DE GRAF, 1990)	23
FIGURE 1.13: CUNÉIFORMISATION DES VERTÈBRES SELON PERDRIOLLE ET COLL (TIRÉ DE PERDRIOLLE ET COLL., 1992).....	25
FIGURE 1.14: PHÉNOMÈNE D'OSSIFICATION DU CORPS VERTÉBRAL VERS LA CONCAVITÉ (TIRÉ DE SMITH ET COLL., 1991).....	26
FIGURE 1.15: PARAMÈTRES GÉOMÉTRIQUES UTILISÉS PAR XIONG ET COLL. (TIRÉ DE XIONG ET COLL., 1995A)	27
FIGURE 1.16: PROCESSUS DE MODÉLISATION GÉOMÉTRIQUE ET MÉCANIQUE DE LA COLONNE VERTÉBRALE..	31
FIGURE 1.17: APPAREIL DE POSITIONNEMENT POUR LES RADIOGRAPHIES MULTI-VUES (TIRÉ DE BELLEFLEUR, 1993)	32
FIGURE 1.18: POINTS NUMÉRISÉS LORS DE LA RECONSTRUCTION RADIOGRAPHIQUE MULTI-VUES (ADAPTÉ DE ANDRÉ ET DANSEREAU, 1994).....	33
FIGURE 1.19: POSITION DES 23 POINTS DE CONTRÔLE DE DÉPART SUR UNE VERTÈBRE DE RÉFÉRENCE (ADAPTÉ DE GRANT, 1983).....	37
FIGURE 1.20: MODÈLE MÉCANIQUE D'UNE VERTÈBRE (TIRÉ DE DESCRIMES ET COLL., 1995)	44
FIGURE 1.21: EXEMPLE DE L'UTILISATION DE LA TECHNIQUE DE TRANSFORMATION D'OBJETS TRIDIMENSIONNELS DE SEDERBERG ET PARRY (TIRÉ DE SEDERBERG ET PARRY, 1986): A) AVANT	

DÉFORMATION. B) APRÈS DÉFORMATION	45
FIGURE 2.1: APPROCHE DE L'ÉTUDE DE LA SENSIBILITÉ DE LA MODÉLISATION GÉOMÉTRIQUE À LA GÉOMÉTRIE DES VERTÈBRES.....	49
FIGURE 2.2: APPROCHE DE COMPARAISON PARAMÉTRIQUE DES VERTÈBRES RÉELLE ET MODÉLISÉE	57
FIGURE 2.3: APPROCHE DE COMPARAISON VOLUMIQUE DES VERTÈBRES RÉELLE ET MODÉLISÉE.....	59
FIGURE 3.1: SYSTÈME DE COORDONNÉES LOCAL DE LA VERTÈBRE (ADAPTÉ DE PANJABI 1992).....	75
FIGURE 3.2: T8 (VUES DE DESSUS ET DE DROITE), MODIFICATION 1 SELON A) X, B) Y, C) Z.....	77
FIGURE 3.3: L3 (VUES DE DESSUS ET DE DROITE), MODIFICATION 1 SELON A) X, B) Y, C) Z.....	77
FIGURE 3.4: EXEMPLE DE GRAPHIQUE DU DÉPLACEMENT D'UN PARAMÈTRE DÉPENDANT EN FONCTION DE CELUI DU PARAMÈTRE INDÉPENDANT	80
FIGURE 3.5: EFFETS DES MODIFICATIONS 1 ET 3 SUR LA VERTÈBRE T8 AVEC 6 POINTS DE CONTRÔLE.....	81
FIGURE 3.6: EFFETS DES MODIFICATIONS 1 ET 3 SUR LA VERTÈBRE L3 AVEC 6 POINTS DE CONTRÔLE.....	81
FIGURE 3.7: LIGNES DE NIVEAU DE L'AMPLITUDE DU DÉPLACEMENT DES POINTS SUR LA VERTÈBRE LORS DE LA MODIFICATION 1 (ADAPTÉ DE GRANT, 1983).....	86
FIGURE 3.8: MODIFICATION 3 A) T8 VUE DE HAUT, B) L3 VUE DE HAUT, C) T8 VUE DE DROITE, D) L3 VUE DE DROITE	87
FIGURE 3.9: EFFETS SUR LA VERTÈBRE T8 DE LA MODIFICATION 3 AVEC 6 ET 16 POINTS DE CONTRÔLE	91
FIGURE 3.10: EFFET SUR LA VERTÈBRE L3 DE LA MODIFICATION 3 AVEC 6 ET 16 POINTS DE CONTRÔLE	91
FIGURE 3.11: EFFETS SUR LA VERTÈBRE T8 DE LA MODIFICATION 12 AVEC 16 POINTS DE CONTRÔLE.....	94
FIGURE 3.12: EFFETS SUR LA VERTÈBRE L3 DE LA MODIFICATION 12 AVEC 16 POINTS DE CONTRÔLE.....	94
FIGURE 3.13: EFFETS SUR LA VERTÈBRE T8 DE LA MODIFICATION 1 (SELON X) AVEC 6, 7 ET 9 POINTS DE CONTRÔLE	96
FIGURE 3.14: EFFETS SUR LA VERTÈBRE L3 DE LA MODIFICATION 1 (SELON X) AVEC 6, 7 ET 9 POINTS DE CONTRÔLE	97
FIGURE 3.15: EFFETS SUR LA VERTÈBRE T8 DE LA MODIFICATION 4 (SELON X) AVEC 7 ET 9 POINTS DE CONTRÔLE	99
FIGURE 3.16: EFFETS SUR LA VERTÈBRE L3 DE LA MODIFICATION 4 (SELON X) AVEC 7 ET 9 POINTS DE CONTRÔLE	99
FIGURE 3.17: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE POUR LA VERTÈBRE T8 SAIN EN FONCTION DES COMBINAISONS DE POINTS DE CONTRÔLE ET DE PROFILS DE KRIGEAGE.....	107
FIGURE 3.18: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE POUR LA VERTÈBRE L3 SAIN EN FONCTION DES COMBINAISONS DE POINTS DE CONTRÔLE ET DE PROFILS DE KRIGEAGE.....	107
FIGURE 3.19: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE POUR LA VERTÈBRE T8 SAIN AVEC UNE DÉRIVE LINÉAIRE EN FONCTION DES COMBINAISONS DE POINTS DE CONTRÔLE.....	108

FIGURE 3.20: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE POUR LA VERTÈBRE L3 Saine avec une dérive linéaire en fonction des combinaisons de points de contrôle.....	108
FIGURE 3.21: CRITÈRE VOLUMIQUE POUR LA VERTÈBRE T8 Saine en fonction des combinaisons de points de contrôle et de profils de krigeage.....	110
FIGURE 3.22: CRITÈRE VOLUMIQUE POUR LA VERTÈBRE L3 Saine en fonction des combinaisons de points de contrôle et de profils de krigeage.....	110
FIGURE 3.23: CRITÈRE VOLUMIQUE POUR LA VERTÈBRE T8 Saine avec une dérive linéaire en fonction des combinaisons de points de contrôle.....	111
FIGURE 3.24: CRITÈRE VOLUMIQUE POUR LA VERTÈBRE L3 Saine avec une dérive linéaire en fonction des combinaisons de points de contrôle.....	111
FIGURE 3.25: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE POUR LA VERTÈBRE T6 scoliotique en fonction des combinaisons de points de contrôle et de profils de krigeage.....	113
FIGURE 3.26: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE POUR LA VERTÈBRE L2 scoliotique en fonction des combinaisons de points de contrôle et de profils de krigeage.....	113
FIGURE 3.27: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE POUR LA VERTÈBRE T6 scoliotique avec une dérive linéaire en fonction des combinaisons de points de contrôle.....	114
FIGURE 3.28: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE POUR LA VERTÈBRE L2 scoliotique avec une dérive linéaire en fonction des combinaisons de points de contrôle.....	114
FIGURE 3.29: CRITÈRE VOLUMIQUE POUR LA VERTÈBRE T6 scoliotique en fonction des combinaisons de points de contrôle et de profils de krigeage.....	115
FIGURE 3.30: CRITÈRE VOLUMIQUE POUR LA VERTÈBRE L2 scoliotique en fonction des combinaisons de points de contrôle et de profils de krigeage.....	115
FIGURE 3.31: CRITÈRE VOLUMIQUE POUR LA VERTÈBRE T6 scoliotique avec une dérive linéaire en fonction des combinaisons de points de contrôle.....	116
FIGURE 3.32: CRITÈRE VOLUMIQUE POUR LA VERTÈBRE L2 scoliotique avec une dérive linéaire en fonction des combinaisons de points de contrôle.....	116
FIGURE 3.33: CRITÈRE PARAMÉTRIQUE MOYEN TOUTES VERTÈBRES CONFONDUES pour une dérive linéaire.....	122
FIGURE 3.34: CRITÈRE VOLUMIQUE MOYEN TOUTES VERTÈBRES CONFONDUES pour une dérive linéaire.....	122

Z_{fasd}	: coordonnées z de la facette articulaire supérieure droite (figure 1.7)
Z_{fasg}	: coordonnées z de la facette articulaire supérieure gauche (figure 1.7)
z_{ped_d}	: coordonnées cylindriques (hauteur) du pédicule droit (figure 1.7)
z_{ped_g}	: coordonnée cylindrique (hauteur) du pédicule gauche (figure 1.7)

x_m, y_m, z_m	: coordonnées des points du modèle surfacique de la vertèbre de référence
XOR	: opérateur booléen OU exclusif
XOR _{TOTAL}	: somme des résultats du XOR sur chaque voxel de la matrice
x_r, y_r, z_r	: coordonnées des points du modèle surfacique de la vertèbre de référence
$Y_{apo_tr_D}$	: coordonnées y de l'apophyse transverse droite (figure 1.7)
$Y_{apo_tr_G}$	: coordonnées y de l'apophyse transverse gauche (figure 1.7)
$Y_{base_apo_epi}$	: coordonnée y de la base de l'apophyse épineuse (figure 1.7)
Y_{faid}	: coordonnées y de la facette articulaire inférieure droite (figure 1.7)
Y_{faig}	: coordonnées y de la facette articulaire inférieure gauche (figure 1.7)
Y_{fasd}	: coordonnées y de la facette articulaire supérieure droite (figure 1.7)
Y_{fasg}	: coordonnées y de la facette articulaire supérieure gauche (figure 1.7)
$Z_{apo_tr_D}$	: coordonnées z de l'apophyse transverse droite (figure 1.7)
$Z_{apo_tr_G}$	: coordonnées z de l'apophyse transverse gauche (figure 1.7)
$Z_{base_apo_epi}$	: coordonnée z de la base de l'apophyse épineuse (figure 1.7)
Z_{faid}	: coordonnées z de la facette articulaire inférieure droite (figure 1.7)
Z_{faig}	: coordonnées z de la facette articulaire inférieure gauche (figure 1.7)

VOX	: extension des fichiers de modèles volumiques d'objets tridimensionnels
VOX_COMP	: programme permettant de comparer deux fichiers .VOX
voxel	: 'volume element', équivalent tridimensionnel d'un pixel ('picture element') petit élément de volume ayant une position dans une matrice tridimensionnelle de partition de l'espace et ayant une valeur: 1 si l'espace est occupé par l'objet, 0 si l'espace est vide
x, y, z	: axes orthogonaux
$X_{apo_tr_D}$	: coordonnées x de l'apophyse transverse droite (figure 1.7)
$X_{apo_tr_G}$	: coordonnée x de l'apophyse transverse gauche (figure 1.7)
$X_{base_apo_epi}$	: coordonnée x de la base de l'apophyse épineuse (figure 1.7)
X_{faid}	: coordonnées x de la facette articulaire inférieure droite (figure 1.7)
X_{faig}	: coordonnées x de la facette articulaire inférieure gauche (figure 1.7)
X_{fasd}	: coordonnées x de la facette articulaire supérieure droite (figure 1.7)
X_{fasg}	: coordonnées x de la facette articulaire supérieure gauche (figure 1.7)
x_{ca}, y_{ca}, z_{ca}	: coordonnées x, y et z des points de contrôle d'arrivée du patient
x_{cd}, y_{cd}, z_{cd}	: coordonnées x, y et z des points de contrôle de départ sur la vertèbre de référence
x_G, y_G, z_G	: axes globaux de la colonne vertébrale (figure 1.11)
x_L, y_L, z_L	: axes locaux de la colonne vertébrale (figure 1.11)

Plat_Inf_Cent	: centre du plateau inférieur du corps vertébral (figure 1.19)
Plat_Inf_D	: extrémité droite du plateau inférieur du corps vertébral (figure 1.19)
Plat_Inf_G	: extrémité gauche du plateau inférieur du corps vertébral (figure 1.19)
Plat_Sup_Ant	: extrémité antérieure du plateau supérieur du corps vertébral (figure 1.19)
Plat_Sup_Cent	: centre du plateau supérieur du corps vertébral (figure 1.19)
Plat_Sup_D	: extrémité droite du plateau supérieur du corps vertébral
Plat_Sup_G	: extrémité gauche du plateau supérieur du corps vertébral
P_m	: points du modèle surfacique de la vertèbre de référence
P_r	: points du modèle surfacique de la vertèbre de référence
pts de ctrl	: points de contrôle
pts	: points
R	: rayon de courbure d'une facette articulaire cylindrique ou sphérique (figure 1.8)
R^2	: coefficient de régression
REP	: extension des fichiers des points du modèle nodal de référence
RX	: radiographie; extension des fichiers d'images radiographiques digitalisées.
R_x , R_y et R_z	: rotations autours des axes x , y et z respectivement.
T1, T2, ..., T12	: vertèbres dorsales
vert.	: vertèbre

OR	: opérateur booléen OU
ORT	: extension des fichiers de points de contrôle de départ sur la vertèbre de référence
OR _{TOTAL}	: somme des résultats du OR sur chaque voxel de la matrice
PA, P-A	: postéro-antérieur
PA-0, PA-0°	: vue postéro-antérieure horizontale
PA-20, PA-20°	: vue postéro-antérieure à 20 degré d'inclinaison vers le bas
PARAM_TO_CO3	: programme calculant la position des points de contrôle d'arrivée à partir des paramètres géométriques
P_{ca}	: points de contrôle d'arrivée du patient
P_{cd}	: points de contrôle de départ sur la vertèbre de référence
Ped_Inf_D	: extrémité inférieure du pédicule droit (figure 1.19)
Ped_Inf_G	: extrémité inférieure du pédicule gauche (figure 1.19)
Ped_Sup_D	: extrémité supérieure du pédicule droit (figure 1.19)
Ped_Sup_G	: extrémité supérieure du pédicule gauche (figure 1.19)
Plat_Cent_Ant	: extrémité antérieure du plateau central du corps vertébral (figure 1.19)
Plat_Cent_Cent	: centre du plateau central du corps vertébral (figure 1.19)
Plat_Cent_D	: extrémité droite du plateau central du corps vertébral (figure 1.19)
Plat_Cent_G	: extrémité gauche du plateau central du corps vertébral (figure 1.19)
Plat_Inf_Ant	: extrémité antérieure du plateau inférieur du corps vertébral (figure 1.19)

G_{zyg}	: demi-largeur droite d'une facette articulaire plane (figure 1.8)
h_n	: norme euclidienne entre les points $(P_{cd})_i$ et $(P_{cd})_j$ ou entre les points $(P_r)_i$ et $(P_{cd})_j$
H_{zyg}	: hauteur d'une facette articulaire (figure 1.8)
indép.	: indépendant
$K_x(h)$, $K_y(h)$, $K_z(h)$	: covariances pour les transformation en x, y et z
L1, L2, ..., L5	: vertèbres lombaires
LAT	: vue latérale
modif.	: modification
MOV	: extension des fichiers d'objets de format MOVIE.BYU
MOV_TO_VOX	: programme permettant de transformer le modèle surfacique d'un objet en modèle volumique
MOVIE.BYU	: format de fichier permettant de stocker des objets tridimensionnels sous forme de modèles surfaciques (noeuds et connexité)
n	: nombre de points de contrôle, nombre de paramètres géométriques
nb. pts	: nombre de points
NEF	: extension des fichiers des points du modèle nodal personnalisé
NURBS	: Non Uniform Rational B-Spline
O2	: extension des fichiers des points numérisés
O3	: extension des fichiers des points reconstruits en 3D

DLT	: Direct Linear Transformation, algorithme de reconstruction tridimensionnelle de points à partir de données bidimensionnelles.
D_{xyg}	: demi-largeur droite d'une facette articulaire plane (figure 1.8)
é.-f.	: éléments finis
E.N.S.A.M.	: École Nationale Supérieure des Arts et Métiers
F.A.D.	: facettes articulaires droites
F.A.G.	: facettes articulaires gauches
F.A.INF.	: facettes articulaires inférieures
F.A.SUP.	: facettes articulaires supérieures
Fac_Art_Inf_D	: extrémité de la facette articulaire inférieure droite (figure 1.19)
Fac_Art_Inf_G	: extrémité de la facette articulaire inférieure gauche (figure 1.19)
Fac_Art_Sup_D	: extrémité de la facette articulaire supérieure droite (figure 1.19)
Fac_Art_Sup_G	: extrémité de la facette articulaire supérieure gauche (figure 1.19)
f_{aid}	: facette articulaire inférieure droite
f_{aig}	: facette articulaire inférieure gauche
f_{asd}	: facette articulaire supérieure droite
f_{asg}	: facette articulaire supérieure gauche
FFD	: free-form deformation
GEO	: extension des fichiers de personnalisation de la transformation géométrique des vertèbres par krigeage
GEOM	: programme de calcul de la transformation géométrique par krigeage des vertèbres

b_x, b_y, b_z	: coefficients de la covariance pour les transformations en x , y et z
$c1$	: covariance linéaire
$c3$	: covariance cubique
$c4$	: covariance logarithmique
CO3	: extension des fichiers des points de contrôle d'arrivé ou des points 3D corrigés
C_p	: critère paramétrique
ct	: computed tomography
ct-scan	: tomographie axiale
CV	: concave, concavité
C_v	: critère volumique
CX	: convexe, convexité
d_epi	: longueur de l'apophyse épineuse (figure 1.7)
d_ped_d	: coordonnées cylindriques (longueur) du pédicule droit (figure 1.7)
d_ped_g	: coordonnées cylindrique (longueur) du pédicule gauche (figure 1.7)
$d0$	: dérive constante
$d1$	: dérive linéaire
$d2$	: dérive quadratique
$d3$	: dérive cubique
dép.	: dépendant
diam.	: diamètre

<i>alpha_ped_d</i>	: coordonnées cylindriques (angle) du pédicule droit (figure 1.7)
<i>alpha_ped_g</i>	: coordonnées cylindrique (angle) du pédicule gauche (figure 1.7)
AND	: opérateur booléen ET
AND _{TOTAL}	: somme des résultats du AND sur chaque voxel de la matrice
AP, A-P	: antéro-postérieur
APO. ÉPI.	: apophyse épineuse
APO. TR. D.	: apophyse transverse droite
APO. TR. G.	: apophyse transverse gauche
APO. TR.	: apophyses transverses
Apo_Epin_Post	: extrémité postérieure de l'apophyse épineuse (figure 1.19)
<i>apo_tr_D</i>	: apophyse transverse droite
<i>apo_tr_G</i>	: apophyse transverse gauche
Apo_Trans_D	: extrémité latérale de l'apophyse transverse droite (figure 1.19)
Apo_Trans_G	: extrémité latérale de l'apophyse transverse gauche (figure 1.19)
a_x, a_y, a_z	: dérive pour les transformation en x, y et z
<i>h_cv</i>	: diamètre antéro-postérieur du corps vertébral (figure 1.7)
<i>h_ped_d</i>	: diamètre latéral du pédicule droit (figure 1.7)
<i>h_ped_g</i>	: diamètre latéral du pédicule gauche (figure 1.7)
<i>base_apo_epi</i>	: base de l'apophyse épineuse
<i>beta</i>	: demi-largeur gauche d'une facette articulaire cylindrique ou sphérique (figure 1.8)
<i>beta_epi</i>	: angle de l'extrémité de l'apophyse épineuse dans le plan transversal (figure 1.7)

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

Δ abs.	: erreur absolue
Δ	: différence
$\Delta\theta_p$	: différence de rotations principales
$\Delta\theta_{p_i}$	: $\Delta\theta_p$ global
$\Delta\theta_{p_i}(\Delta p_{esm})$	: $\Delta\theta_{p_i}$ dû à l'erreur paramétrique Δp_{esm} ,
$\mathbb{R}^3$	: produit cubique de l'ensemble des nombres réels, espace tridimensionnel des nombres réels
θ_p	: rotation principale
Δp_{esm}	: erreur paramétrique imposée dans l'étude de <u>s</u> ensibilité <u>m</u> écanique (esm),
Δp_{mg}	: erreur paramétrique mesurée entre le <u>m</u> odèle <u>g</u> éométrique (mg) et la vertèbre réelle.
001	: extension des fichiers de paramètres géométriques
2D	: 2 dimensions, bidimensionnel
3D	: 3 dimensions, tridimensionnel
a_{cv}	: diamètre latéral du corps vertébral (figure 1.7)
a_{ped_d}	: diamètre vertical du pédicule droit (figure 1.7)
a_{ped_g}	: diamètre vertical du pédicule gauche (figure 1.7)
α	: demi-largeur droite d'une facette articulaire cylindrique ou sphérique (figure 1.8)
α_{epi}	: angle de l'extrémité de l'apophyse épineuse dans le plan sagittal (figure 1.7)

INTRODUCTION

La scoliose est une déformation tridimensionnelle de la courbure naturelle de la colonne vertébrale qui se caractérise par une torsion généralisée du rachis impliquant entre autres la rotation des vertèbres et des difformités intrinsèques vertébrales (cunéiformisation du corps vertébral, distorsion des apophyses, asymétrie des pédicules, etc.). Il est essentiel de représenter adéquatement ces difformités pour étudier l'évolution de la scoliose et l'effet de certains traitements (chirurgies, corsets, etc.), de même que pour fournir aux orthopédistes des outils informatiques de visualisation tridimensionnelle aidant au diagnostic et au traitement des scolioses.

Le groupe de recherche sur la scoliose 3D de l'Hôpital Sainte-Justine et de l'École Polytechnique a développé un système permettant d'obtenir une modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle personnalisée du tronc squelettique de patients scoliotiques. Cette modélisation est réalisée de façon routinière aux cliniques de scoliose de l'Hôpital Sainte-Justine. L'approche de modélisation développée tire profit de la combinaison de deux techniques d'imagerie médicale: la radiographie numérique multi-vues et la tomographie axiale sériée. La première technique permet d'obtenir les données de personnalisation spécifiques à la géométrie du patient alors que la deuxième fournit des primitives anatomiques de chaque niveau vertébral qui seront déformées selon les données de personnalisation.

Dans le cas particulier des vertèbres, la déformation des primitives anatomiques est calculée à l'aide d'une technique d'interpolation et d'extrapolation appelée krigeage géométrique tridimensionnel (Trochu, 1993). Cette déformation est contrôlée par des points de contrôle: les points de départ, sur les primitives anatomiques, et les points d'arrivée, provenant de la reconstruction par radiographie multi-vues des repères anatomiques correspondants sur les vertèbres du patient. Deux autres paramètres permettent aussi de contrôler la déformation par krigeage: la dérive et la covariance.

Cette technique de modélisation géométrique de la colonne vertébrale étant surtout utilisée pour modéliser des colonnes composées de vertèbres scoliotiques, elle doit être capable de représenter adéquatement les difformités caractéristiques de ce type de vertèbres pour plusieurs raisons. D'abord, de nombreux auteurs mentionnent la pertinence de l'étude des difformités des vertèbres scoliotiques afin de mieux comprendre l'étiologie et l'évolution de la scoliose. Perdriolle et coll. (1992, 1993), en définissant une façon de quantifier la cunéiformisation du corps vertébral, ont pu mieux comprendre les mécanismes impliqués dans cette déformation. Xiong et coll. ont défini des paramètres géométriques afin de quantifier les déformations des vertèbres scoliotiques tant dans le plan transverse (1995a, 1995b) que sagittal (1994a) et frontal (1994b). La connaissance de patrons de déformation des vertèbres scoliotiques permet donc d'avancer des théories sur les causes et la progression des scolioses, d'où l'importance d'une modélisation géométrique tridimensionnelle représentative de ces difformités vertébrales. D'autre part, le modèle géométrique sert à personnaliser la géométrie du modèle mécanique par éléments finis. Une meilleure représentation des difformités des éléments rigides de la colonne, les vertèbres, permet donc d'obtenir des résultats plus réalistes lors de la simulation de traitements orthopédiques sur des patients scoliotiques à l'aide du modèle biomécanique de leur rachis.

Ainsi, ce projet a pour but d'évaluer, dans un premier temps, la sensibilité de ce processus de modélisation géométrique à des erreurs de reconstructions de certains points de contrôle. Puis, la présente étude cherchera à déterminer l'effet, sur la modélisation obtenue, de l'ajout de points de contrôle et de la modification du profil de krigeage (dérive et covariance).

Deux parties composent donc ce projet:

- 1) étude de sensibilité à la géométrie;
- 2) étude de sensibilité au profil de krigeage.

En ce qui concerne l'étude de sensibilité à la géométrie, des erreurs de reconstructions

sur certains points de contrôle seront simulées sur deux primitives anatomiques: une vertèbre dorsale typique (T8) et une vertèbre lombaire typique (L3). Dans chaque cas, un modèle géométrique de la vertèbre sera généré, avec différentes combinaisons de points de contrôle déterminées à partir de leur visibilité sur les radiographies. Chaque modèle sera ensuite comparé à sa primitive anatomique à l'aide de paramètres géométriques mesurés sur chaque vertèbre, ce qui permettra d'évaluer l'effet sur l'ensemble de la géométrie vertébrale de la simulation d'erreurs sur la position des points de contrôle.

Pour l'étude de sensibilité au profil de krigeage, des modèles seront générés à partir de plusieurs profils de krigeage (dérives constante, linéaire, quadratique et cubique; covariances linéaire, cubique et logarithmique) et les mêmes combinaisons de points de contrôle que pour l'étude de sensibilité à la géométrie. Les vertèbres utilisées ici sont des vertèbres dorsales et lombaires typiques, saines et scoliotiques, obtenues par reconstruction tomographique de spécimens cadavériques. La qualité de la modélisation géométrique sera évaluée selon deux critères: le critère paramétrique (basé sur la comparaison de paramètres géométriques sur chaque vertèbre) et le critère volumique (basé sur la comparaison de l'espace occupé par chaque vertèbre).

Ce travail est divisé en 4 chapitres. Le chapitre 1 présente une revue de la littérature sur l'anatomie du rachis, la biomécanique de la scoliose et la technique de modélisation utilisée dans ce projet. Le chapitre 2 expose la méthodologie utilisée pour les deux études de sensibilité de ce projet et le chapitre 3 présente les résultats obtenus accompagnés d'une discussion. Enfin, le chapitre 4 constitue la conclusion de ce travail.

CHAPITRE 1: REVUE DE LA LITTÉRATURE

Ce chapitre a pour but de présenter, par une revue de la littérature, les notions essentielles à la compréhension et à la réalisation du projet décrit dans ce mémoire. La première partie permettra de définir la terminologie anatomique qui sera utilisée. Une attention particulière sera portée aux différentes paramétrisations de la géométrie vertébrale ainsi qu'aux dimensions des vertèbres saines, telles que rapportées dans la littérature. La seconde partie définira la scoliose et exposera les difformités géométriques intrinsèques des vertèbres scoliotiques décrites dans la littérature. Puis, dans la troisième partie seront présentées les techniques de modélisation (géométrique et biomécanique) tridimensionnelle personnalisée de la colonne vertébrale utilisées à l'hôpital Sainte-Justine, ainsi que la formulation mathématique détaillée de la technique de krigeage au coeur de l'approche de modélisation géométrique et du projet décrit dans ce mémoire. Enfin, d'autres méthodes mathématiques permettant d'appliquer une déformation tridimensionnelle à un objet seront analysées et comparées au krigeage géométrique tridimensionnel.

1.1 Anatomie du rachis et des vertèbres

1.1.1 Description de la colonne vertébrale

Clemente (1975), Ferner et Staubesand (1977), Grant (1983) et Rouvière (1962) décrivent tous le rachis et les vertèbres de façon semblable. La colonne vertébrale, longue tige osseuse protégeant la moelle épinière et supportant la tête, est composée de 33 à 35 structures osseuses nommées vertèbres et se divise longitudinalement en 5 régions. La figure 1.1 présente trois vues de la colonne vertébrale: antérieure, sagittale et postérieure. De haut en bas, les 7 premières vertèbres sont dites *cervicales* et numérotées de C1 à C7 (C0 représentant le crâne). Elles sont suivies de 12 vertèbres *dorsales* ou *thoraciques* (T1 à T12) sur lesquelles s'insèrent les côtes. Puis, s'ajoutent 5

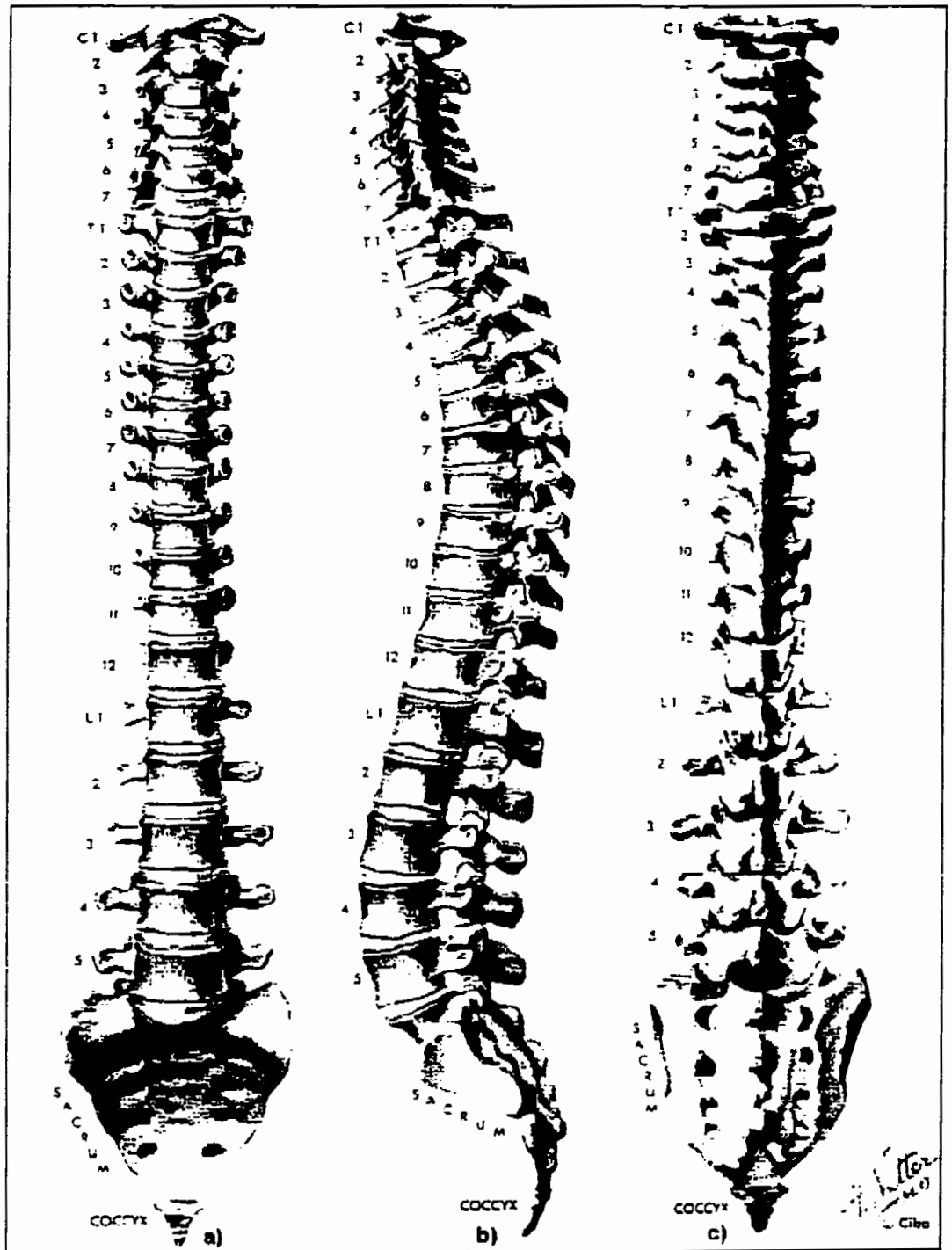


Figure 1.1: colonne vertébrale a) vue antérieure, b) vue latérale, c) vue postérieure
(tiré de Netter, 1968)

vertèbres *lombaires* (L1 à L5), 5 vertèbres sacrées (S1 à S5) soudées entre elles et formant le *sacrum* et 4 à 6 vertèbres coccygiennes soudées formant le *coccyx* (CX).

Ces régions du rachis sont d'abord définies par la courbure normale de la colonne dans le plan sagittal. En effet, dans les régions cervicale et lombaire, on constate généralement une convexité antérieure (lordose) alors que dans les régions dorsale, sacrée et coccygienne, on observe plutôt une concavité antérieure (cyphose). Dans le plan frontal, la colonne vertébrale normale est à peu près droite et symétrique.¹

1.1.2 Description des vertèbres

Les régions du rachis sont aussi définies en fonction du rôle et de la morphologie des vertèbres qui les occupent. Les vertèbres dorsales et lombaires, les seules étudiées dans le cadre de ce projet, sont caractérisées par les mêmes structures anatomiques dont la morphologie change d'un niveau anatomique à l'autre.

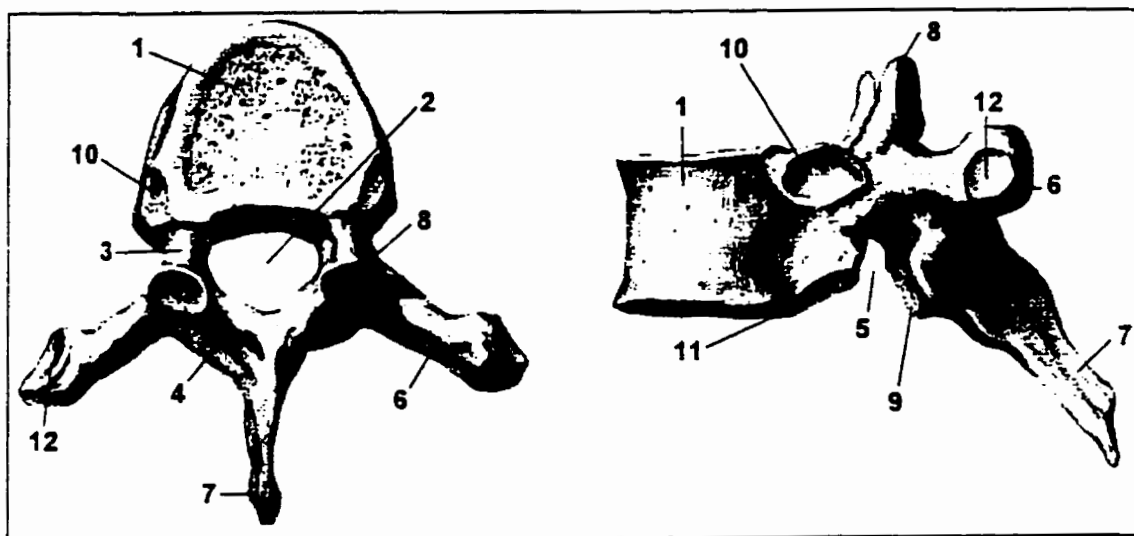


Figure 1.2: Vertèbre T6, a) vue de dessus, b) vue de côté (adapté de Netter, 1968)

La figure 1.2 présente deux vues d'une même vertèbre. La principale masse osseuse de la

¹ Certains individus présentent une légère courbure de la région thoracique vers la droite, généralement attribuée à la position de l'aorte ou à l'utilisation de la main droite (White et Panjabi, 1978).

vertèbre est le corps vertébral (1), sorte de cylindre elliptique situé antérieurement et constituant l'élément structural de support de la colonne. Comme la plupart des os allongés, il est plus étroit au milieu qu'à ses extrémités. Postérieurement au corps vertébral, le trou vertébral (2), permettant le passage de la moelle épinière, est entouré par les deux pédicules (3) et les deux lames vertébrales (4), les quatre éléments composant l'arc neural. La superposition des trous vertébraux forme le canal rachidien. Les pédicules sont des poutres osseuses horizontales à section elliptique, aplaties transversalement et joignant la moitié supérieure du corps vertébral aux éléments postérieurs de la vertèbre. L'espace entre les pédicules correspondants de deux vertèbres voisines (5) permet aux ramifications nerveuses de la moelle épinière de se rendre aux autres régions du corps humain. À la jonction des pédicules et des lames, s'étendent de chaque côté de la vertèbre les deux apophyses transverses (6), saillies osseuses servant de support aux côtes dans le cas des vertèbres dorsales. À la jonction des deux lames, l'apophyse épineuse (7) s'étend postérieurement à la vertèbre et plus ou moins horizontalement selon le niveau vertébral concerné. Ces trois apophyses servent d'attaches aux muscles et jouent le rôle de leviers pour déplacer une vertèbre. Enfin, quatre apophyses articulaires (8, 9) saillent verticalement (deux vers le haut et deux vers le bas) derrière les pédicules. Ces apophyses ont chacune à leur extrémité une surface lisse, appelée facette articulaire zygapophysaire, qui, étant en contact avec la facette articulaire de la vertèbre voisine, limite les mouvements des vertèbres entre elles et contribue à la distribution du chargement sur les autres vertèbres. Les facettes articulaires sont orientées différemment d'un niveau vertébral à l'autre et particulièrement entre les régions dorsale et lombaire.

Les dimensions du corps vertébral (surtout la largeur) vont généralement en grossissant de T1 à L5, les vertèbres du bas ayant à supporter le poids de toutes celles qui sont au dessus. En fait, les diamètres antéro-postérieur (AP) et latéral sont à peu près égaux chez les vertèbres dorsales alors que le premier est inférieur au second chez les vertèbres lombaires. Les vertèbres dorsales sont caractérisées par un trou vertébral plus petit que

celui des vertèbres lombaires, et circulaire plutôt que triangulaire. En outre, l'apophyse épineuse y est longue, pointue et orientée postérieurement vers le bas, alors que chez les vertèbres lombaires, elle est oblongue, aplatie transversalement, orientée plus horizontalement et plus courte. Les apophyses transverses pointent latéralement, vers l'arrière et le bas pour les vertèbres dorsales alors qu'elles pointent seulement latéralement pour les lombaires, chez lesquelles elles sont souvent appelées apophyses costiformes. Les facettes articulaires zygapophysaires supérieures des vertèbres dorsales sont orientées postérieurement et latéralement vers l'extérieur et les facettes articulaires inférieures le sont antérieurement et latéralement vers l'intérieur. Pour les vertèbres lombaires, les facettes articulaires supérieures sont orientées plutôt postérieurement et latéralement vers l'intérieur alors que c'est l'inverse pour les facettes inférieures. La forme même des facettes articulaires des vertèbres dorsales est plane alors qu'elle est cylindrique pour les vertèbres lombaires (concave pour les supérieures et convexe pour les inférieures). Sur les vertèbres dorsales seulement, six autres facettes articulaires s'ajoutent aux facettes zygapophysaires pour former des éléments de contact avec les côtes: quatre facettes costales (10, 11) situées sur le corps vertébral (inférieures droite et gauche pour la côte du niveau inférieur, supérieures droite et gauche pour la côte correspondante) et deux facettes costo-transverses (12) situées près des extrémités des apophyses transverses (droite et gauche pour la côte correspondante).

Dans le but de valider ces observations qualitatives sur l'anatomie des vertèbres et de quantifier la géométrie des vertèbres normales, plusieurs auteurs ont mesuré des paramètres géométriques à partir de radiographies ou de spécimens cadavériques. Pour ce faire, ils ont dû définir des paramètres géométriques (distances, diamètres, angles) représentant les dimensions importantes des vertèbres.

1.1.3 Mesures vertébrales bidimensionnelles

Nissan et Gilad (1986), Gallagher et coll. (1988) et Black et coll. (1991) ont utilisé des radiographies latérales du rachis pour évaluer des paramètres géométriques sur les

vertèbres, particulièrement en ce qui concerne les dimensions du corps vertébral. Ces radiographies étant des projections de structures tridimensionnelles sur le plan sagittal, les mesures effectuées sur les images radiographiques sont des paramètres géométriques bidimensionnels qui ne correspondent pas nécessairement aux paramètres qui seraient mesurés sur la vertèbre en 3D. Toutefois, dans le cas de vertèbres normales, donc symétriques par rapport au plan sagittal, la différence est minime.

Nissan et Gilad (1986) constatent, sur un échantillon de 157 colonnes lombaires normales d'hommes âgés entre 20 et 38 ans, que la hauteur moyenne du corps vertébral dans la région lombaire varie autour de 34 mm, que son diamètre AP moyen se situe près de 26 mm et que la longueur totale des vertèbres lombaires est maximum à L3 (85,2 mm) et minimum à L1 (80,9 mm) et L5 (77,4 mm). Toutes leurs mesures ont un écart type ne dépassant pas 5 mm.

Gallagher et coll. (1988) ont cherché à définir des dimensions 'normales' du corps vertébral des vertèbres thoraciques et lombaires pour faciliter le diagnostic de fractures vertébrales. Sur un échantillon de 150 femmes normales âgées entre 34 et 67 ans, ils remarquent que la hauteur du corps vertébral augmente de T3 à L3 (très lentement de T3 à T8 et plus rapidement de T8 à L3) pour plafonner jusqu'à L5. Le diamètre AP moyen du corps vertébral augmente graduellement de T8 à L3 (de 27 à 40 mm).

Black et coll. (1991) ont mesuré, sur les radiographies de 2992 femmes âgées entre 65 et 70 ans, les hauteurs antérieure (H_A) et postérieure (H_P) du corps vertébral pour définir plusieurs indices géométriques: la hauteur moyenne (H_M), le rapport H_A/H_P et le rapport H_M/H_P . Le paramètre H_M augmente de T4 à L4 (de $21,6 \pm 1,6$ mm à $33,8 \pm 2,4$ mm). Le rapport H_A/H_P vaut $0,91 \pm 0,05$ à T4, diminue jusqu'à $0,85 \pm 0,06$ à T7, augmente ensuite jusqu'à $1,04 \pm 0,07$ à L4 en franchissant l'unité entre L1 et L2. Ceci signifie que les vertèbres dorsales ont un corps vertébral plus haut à l'arrière qu'à l'avant, contrairement aux vertèbres lombaires, ce qui explique la concavité antérieure de la région dorsale et la convexité antérieure de la région lombaire du rachis.

Zindrick et coll. (1987) et Krag et coll. (1988) ont, quant à eux, utilisé des coupes tomographiques pour mesurer des paramètres géométriques bidimensionnels surtout reliés aux morphologies pédiculaires.

Zindrick et coll. (1987) ont utilisé des radiographies dans le plan sagittal de vertèbres de rachis cadavériques désarticulés en plus de coupes tomographiques. Au total, 2905 pédicules ont été mesurés, surtout pour les niveaux L3 à L5. Il appert que le diamètre des pédicules dans le plan transverse débute à $7,9 \pm 1,4$ mm à T1, diminue jusqu'à $4,5 \pm 0,9$ mm à T5 et augmente ensuite jusqu'à $18,0 \pm 4,1$ mm à L5. Le diamètre des pédicules dans le plan sagittal, quant à lui, varie de façon opposée: $9,9 \pm 2,0$ mm (T1) montant à $17,4 \pm 2,5$ mm (T11) et redescendant à $14,0 \pm 2,3$ mm (L5).

Krag et coll. (1988) se sont intéressés aux dimensions des pédicules et du corps vertébral dans les régions thoracique et lombaire. Leurs résultats, obtenus à partir de 91 vertèbres de 41 patients (14 femmes, 27 hommes) âgés entre 18 et 75 ans (en moyenne 36 ans), indiquent que le diamètre AP du corps vertébral est presque constant de T9 à L5 (environ 32 mm). De plus, le diamètre transversal des pédicules est constant à 7 mm de T9 à L1 et augmente jusqu'à 13 mm à L5.

Ces cinq travaux, qui utilisent des paramètres géométriques bidimensionnels pour caractériser le corps vertébral et les pédicules, confirment certaines observations qualitatives mentionnées plus haut mais demeurent insuffisantes pour caractériser l'ensemble de la géométrie des vertèbres normales.

1.1.4 Mesures vertébrales tridimensionnelles

Cotteril et coll. (1986), Berry et coll. (1987), Scoles et coll. (1988) et Panjabi et coll. (1991, 1992, 1993) ont mesuré des paramètres géométriques directement sur des spécimens cadavériques.

Cotteril et coll. (1986) ont mesuré certaines vertèbres dorsales et lombaires (T6, T12 et L3) sur les colonnes vertébrales de 10 cadavres adultes pour les comparer aux vertèbres

de la colonne thoraco-lombaire de bovins (ces colonnes, plus faciles à obtenir que des colonnes humaines, sont souvent utilisées lors de tests *in vitro* pour simuler le comportement du rachis humain). Ils ont défini 14 paramètres basées sur 10 mesures effectuées à l'aide d'un vernier. Leurs résultats montrent que le corps vertébral grossit dans la direction caudale (vers le coccyx) dans toutes ses dimensions: de T6 à L3, sa hauteur passe de $17,5 \pm 1,6$ à $23,0 \pm 1,8$ mm, son diamètre latéral, de $25,1 \pm 2,8$ à $44,3 \pm 7,4$ mm et son diamètre AP, de $21,8 \pm 4,0$ à $32,7 \pm 6,1$ mm. Le diamètre minimum latéral des pédicules augmente également ($4,1 \pm 1,1$ mm à T6 et $8,4 \pm 2,0$ mm à L3). La projection de l'apophyse épineuse dans le plan transverse est minimale à T12 ($23,5 \pm 3,0$ mm) et maximale à T6 ($41,7 \pm 4,4$ mm). L'envergure des apophyses transverses (distance entre l'extrémité de la gauche et l'extrémité de la droite) est aussi minimale à T12 ($42,0 \pm 6,4$ mm) mais atteint son maximum à L3 ($74,0 \pm 8,7$ mm).

Berry et coll. (1987) ont mesuré, à l'aide d'un compas et d'un vernier de 0,1 mm de précision, certaines vertèbres dorsales (T2, T7 et T12) et toutes les vertèbres lombaires sur 30 squelettes normaux (15 hommes, 15 femmes) âgés entre 50 et 80 ans. Ils ont défini 27 paramètres géométriques (voir figure 1.3) permettant de caractériser l'ensemble de la vertèbre. Il est à noter que les paramètres G, H, I, J, K, N, et O ont deux valeurs chacun: une pour le côté droit et une autre pour le côté gauche. Leurs résultats montrent d'abord que les pédicules sont moins symétriques dans la direction crânienne et plus symétriques dans la direction caudale. De plus, les mesures effectuées sur les éléments postérieurs sont constantes puis diminuent dans la région lombaire. Enfin, les diamètres latéral et AP du corps vertébral augmentent doucement dans la direction caudale (sauf le diamètre AP à T7).

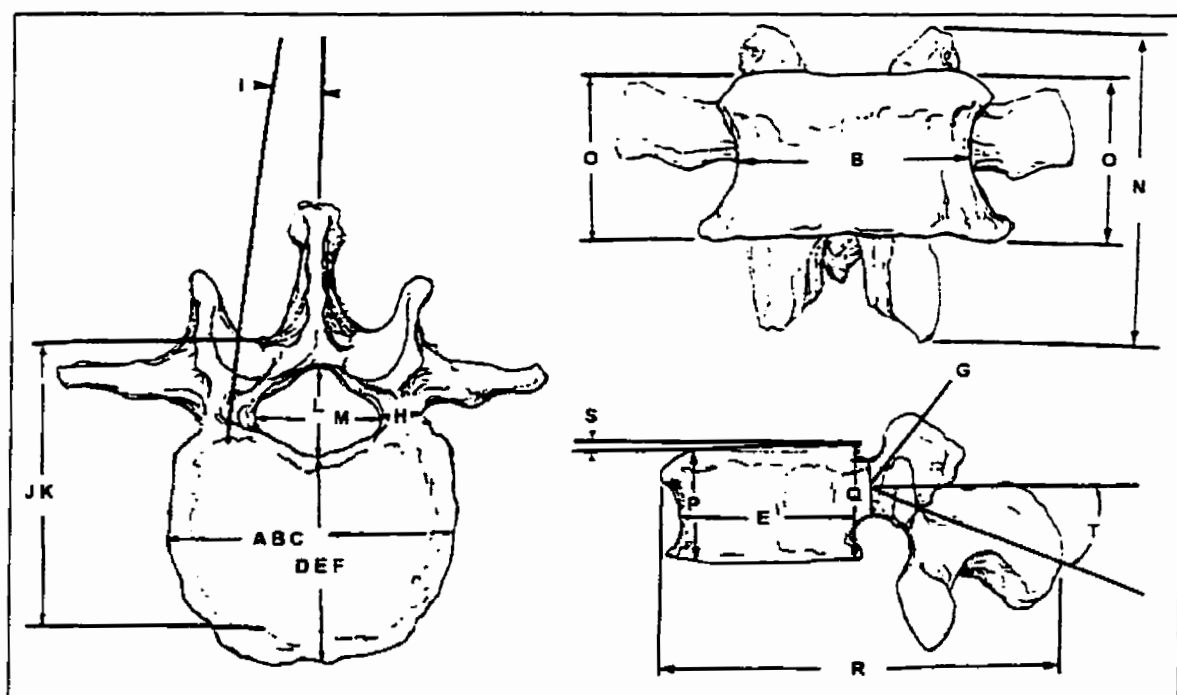


Figure 1.3: Paramètres géométriques selon Berry et coll. (tiré de Berry et coll., 1987)

Scoles et coll. (1988) ont défini 12 paramètres géométriques (voir figure 1.4) qu'ils ont ensuite mesurés, à l'aide de compas, de rapporteurs et d'un goniomètre, sur certaines vertèbres dorsales et lombaires (T1, T3, T6, T9, T12, L1, L3 et L5) provenant de 50 squelettes normaux (25 femmes et 25 hommes) âgés entre 20 et 40 ans et choisis dans la même collection ostéologique que Berry et coll. (1987). Ils ont constaté une bonne corrélation entre la hauteur du corps vertébral et la grandeur de l'individu, particulièrement à T12, mais n'ont obtenu aucun prédicateur utile de la dimensions des pédicules. En effet, les pédicules varient en dimensions à chaque niveau vertébral indépendamment de la taille de l'individu ou du corps vertébral. Le diamètre minimal des pédicules est maximal aux extrémités de la région dorsale et est minimal à T6 ($3,0 \pm 0,9$ mm), tandis que dans la région lombaire, il augmente de L1 à L5 (en moyenne, de $6,5 \pm 1,8$ mm à $10,2 \pm 1,4$ mm).

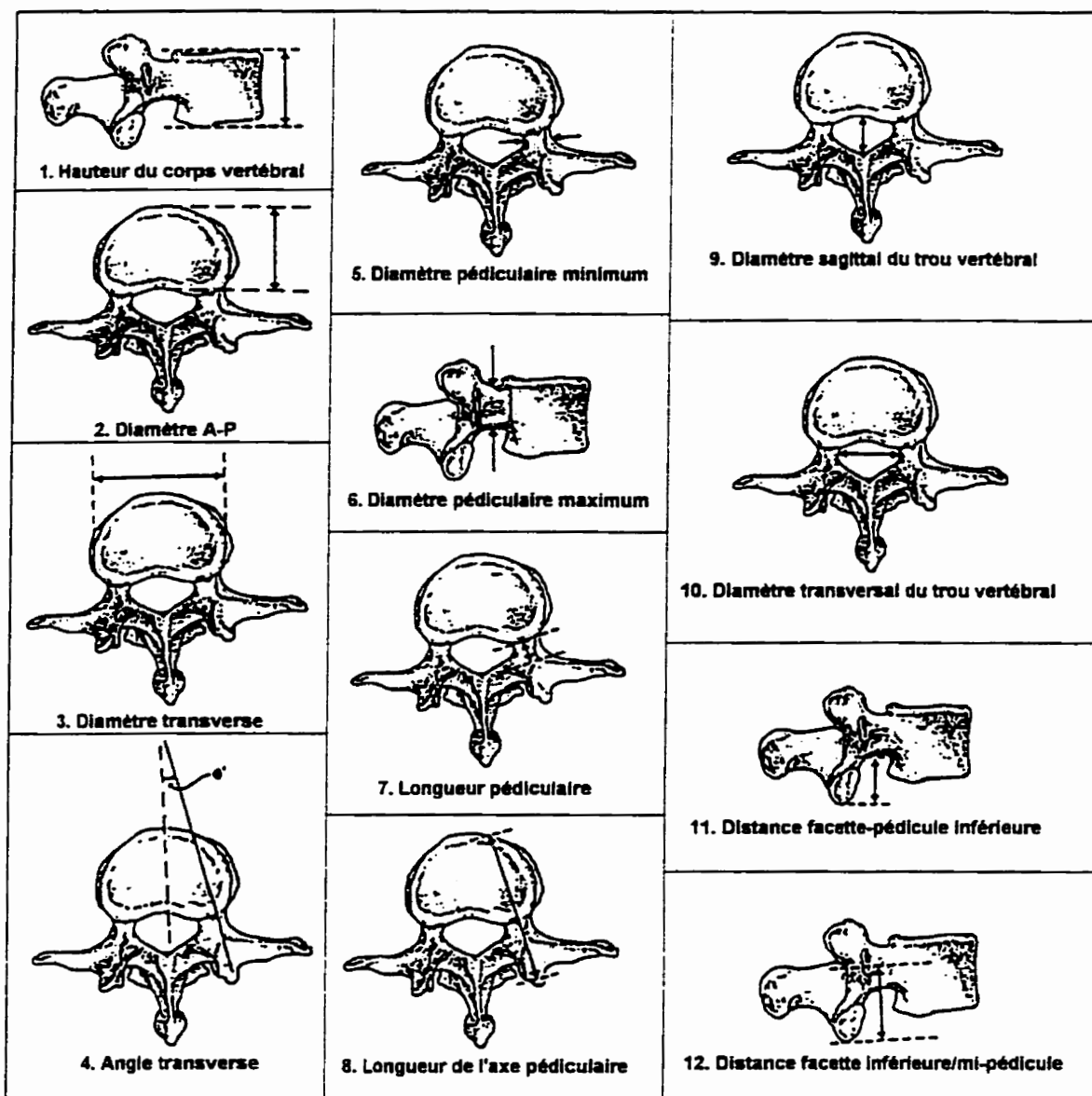


Figure 1.4: Paramètres géométriques selon Scoles et coll. (adapté de Scoles et coll., 1988)

Panjabi et coll. (1991, 1992) ont caractérisé de la façon la plus exhaustive jusqu'à présent la géométrie vertébrale dans une série de travaux publiés sur les vertèbres dorsales et lombaires. Sur 12 colonnes cadavériques fraîches provenant d'individus (8 femmes, 4 hommes) âgés de 19 à 59 ans (en moyenne 46.3 ans), plus de 30 paramètres géométriques (longueurs, angles et surfaces) ont été mesurés tel qu'illustré à la figure 1.5

et ce, dans le but de fournir l'information nécessaire à la construction de modèles mathématiques précis du rachis humain. Obtenues à l'aide d'un morphomètre magnétique, les coordonnées 3D de points sur la surface de la vertèbre ont permis de calculer ces paramètres géométriques avec une erreur de moins de 5% dans tous les cas (longueur, angle, surface).

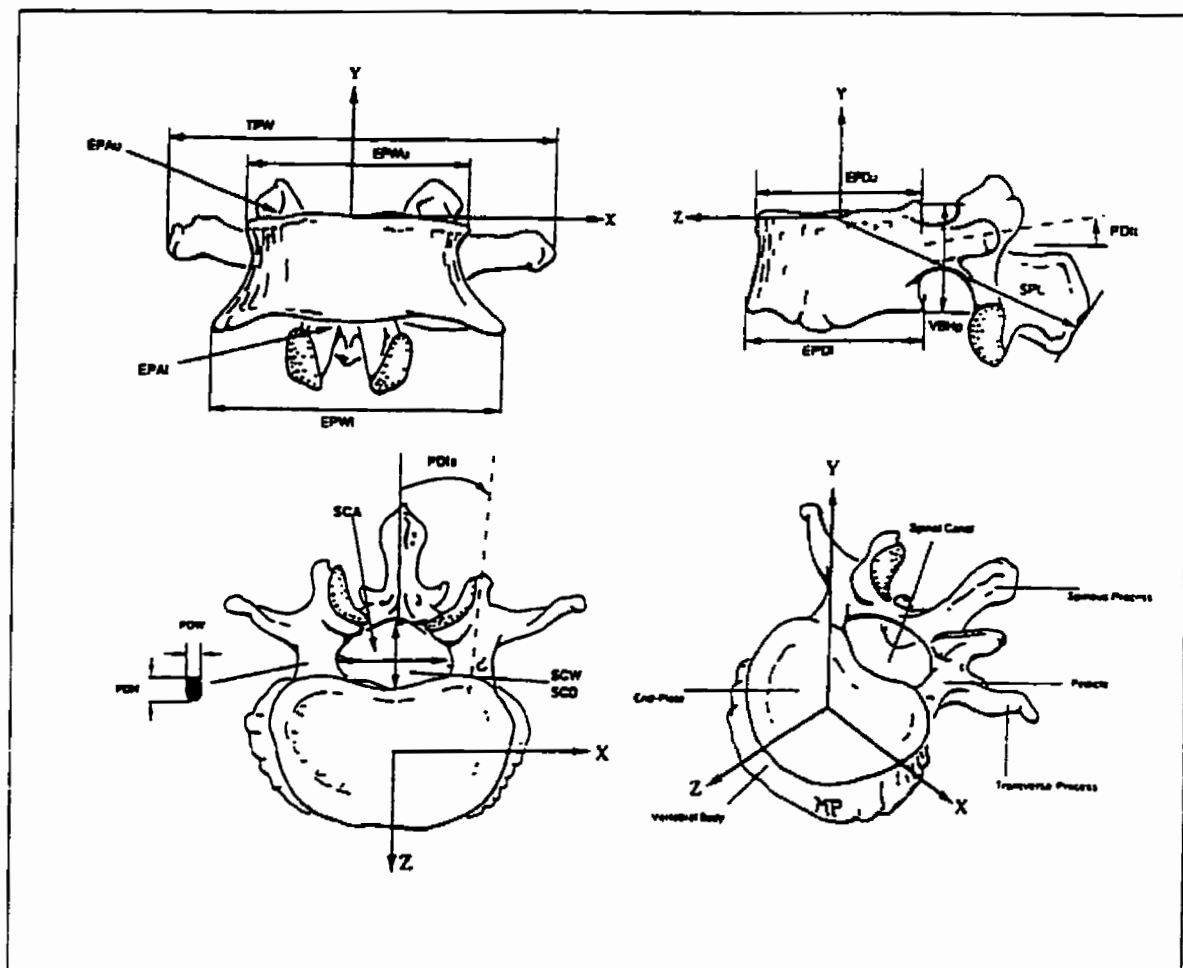


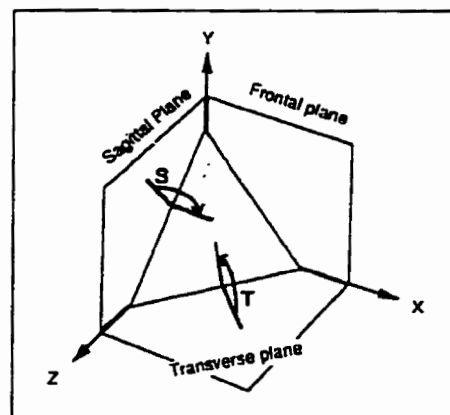
Figure 1.5: Paramètres géométriques selon Panjabi et coll. (tiré de Panjabi et coll., 1992)

Pour la région dorsale, les diamètres latéral et AP du corps vertébral augmentent graduellement de T1 à T12. L'inclinaison des plateaux vertébraux demeure constante sur toute la région dorsale (en moyenne $3,8^\circ$ pour la somme des inclinaisons des plateaux

supérieur et antérieur). La hauteur postérieure du corps vertébral augmente graduellement de $14,1 \pm 0,4$ mm à T1 jusqu'à $22,7 \pm 1,0$ mm à T12. La surface de la section des pédicules diminue de T1 (53 mm^2) à T3, demeure ensuite constante (32 mm^2) pour remonter de T8 à T12 (94 mm^2). La longueur de l'apophyse épineuse mesure environ 50 mm de T1 à T11 et diminue à 46 mm au niveau de T12. L'envergure des apophyses transverses diminue de T1 ($75,3 \pm 1,7$ mm) à T4 ($56,9 \pm 3,8$ mm), demeure constante jusqu'à T10 et diminue à nouveau de T10 ($58,4 \pm 1,4$ mm) à T12 ($46,9 \pm 1,8$ mm). Ces résultats permettent de diviser le rachis dorsal en trois régions distinctes: la transition cervico-dorsale, la région centrale et la transition dorso-lombaire. La première est caractérisée par le rétrécissement des largeurs des plateaux vertébraux et du trou vertébral de T1 à T4. La seconde se distingue par ses étroits plateaux vertébraux et trou vertébral de T4 à T9 (cette région a d'ailleurs été nommée la *zone vasculaire critique* de la colonne vertébrale en raison de sa faible alimentation sanguine). Enfin, la troisième zone se caractérise par l'élargissement du trou vertébral de T10 à T12.

Pour la région lombaire, le diamètre latéral du corps vertébral augmente de L1 à L5 alors que le diamètre AP demeure constant. Les surfaces des sections des pédicules diminuent de L1 à L2 puis augmentent jusqu'à L5. La longueur de l'apophyse épineuse augmente de L1 ($67,7 \pm 1,2$ mm) à L3 ($71,7 \pm 1,8$ mm) puis diminue jusqu'à L5 ($68,3 \pm 1,7$ mm). L'envergure des apophyses transverses augmente de L1 ($71,2 \pm 1,6$ mm) à L5 ($92,5 \pm 3,6$ mm). Ces données permettent également, toujours selon Panjabi et coll. (1992), de définir trois zones distinctes dans la région lombaire: la transition dorso-lombaire, la région centrale et la transition lombo-sacrée. La première est caractérisée par la diminution du diamètre AP du trou vertébral de L1 à L3 ainsi que par la diminution du diamètre sagittal des pédicules. La région centrale se distingue par l'étroitesse de son trou vertébral en L3 ainsi que par la plus grande surface des plateaux vertébraux et l'apophyse épineuse la plus longue. Enfin, la troisième zone se caractérise par l'élargissement du trou vertébral de L3 à L5 ainsi que par l'augmentation radicale de la grosseur des pédicules.

Enfin, une dernière étude (Panjabi et coll., 1993) a poussé encore plus loin la caractérisation de la morphologie des vertèbres en quantifiant l'anatomie tridimensionnelle des facettes articulaires des vertèbres thoraciques et lombaires. Les auteurs ont constaté que la largeur et la hauteur des facettes articulaires, pour la région thoraco-lombaire, atteignent leur minimum vers



T6 ($9,6 \pm 0,5$ mm et $10,3 \pm 0,4$ mm respectivement) et leur maximum à L5 ($16,3 \pm 0,7$ mm et $18,4 \pm 1,0$ mm respectivement). D'autre part, l'orientation des facettes par rapport au plan

Figure 1.6: Mesure des angles des facettes articulaires selon Panjabi et coll. (tiré de Panjabi et coll., 1993)

transverse (angle maximal entre le plan de la facette et le plan anatomique considéré, angle T sur la figure 1.6) augmente de T1 ($57,7^\circ \pm 3,8^\circ$) à L5 ($86,0^\circ \pm 1,0^\circ$) alors que leur orientation par rapport au plan sagittal (angle S sur la figure 1.6) trouve son minimum ($72,2^\circ \pm 1,3^\circ$) vers le centre de la région dorsale, entre T5 et T8, et son maximum ($154,8^\circ \pm 6,3^\circ$) à L1. Cette dernière orientation subit son plus important changement entre les facettes inférieures et supérieures de T12 (jusqu'à $71,4^\circ$ de différence).

D'autres paramètres géométriques tridimensionnels ont été définis par Aubin et coll. (1995c) pour permettre de générer un modèle mécanique personnalisé de la colonne vertébrale. Ces paramètres sont mesurés tel qu'illustré à la figure 1.7. Un système de coordonnées local est d'abord défini: l'origine se situe au centroïde du corps vertébral (point milieu entre le centre de chaque plateau vertébral), l'axe z est défini par le vecteur joignant les deux centres des plateaux vertébraux, l'axe y par le vecteur joignant les centres de chaque pédicule et l'axe x par le produit vectoriel des axes y et z . À partir de ce système de coordonnées, les géométries des différentes structures anatomiques sont définies par des diamètres, des longueurs ou des coordonnées cartésiennes, cylindriques

ou sphériques de leur extrémité ou de leur centre.

Ainsi, le corps vertébral est défini par 3 paramètres: sa hauteur (*hauteur_cv*) et ses diamètres latéral (*a_cv*) et antéro-postérieur (*b_cv*) moyens. Les apophyses transverses et articulaires sont chacune définies par 3 paramètres: les coordonnées cartésiennes de leur extrémité respective (*X_apo_tr_G*, *Y_apo_tr_G*, *Z_apo_tr_G*, *X_apo_tr_D*, *Y_apo_tr_D*, *Z_apo_tr_D*, *X_faig*, *Y_faig*, *Z_faig*, *X_faid*, *Y_faid*, *Z_faid*, *X_fasg*, *Y_fasg*, *Z_fasg*, *X_fasd*, *Y_fasd*, *Z_fasd*). Les pédicules

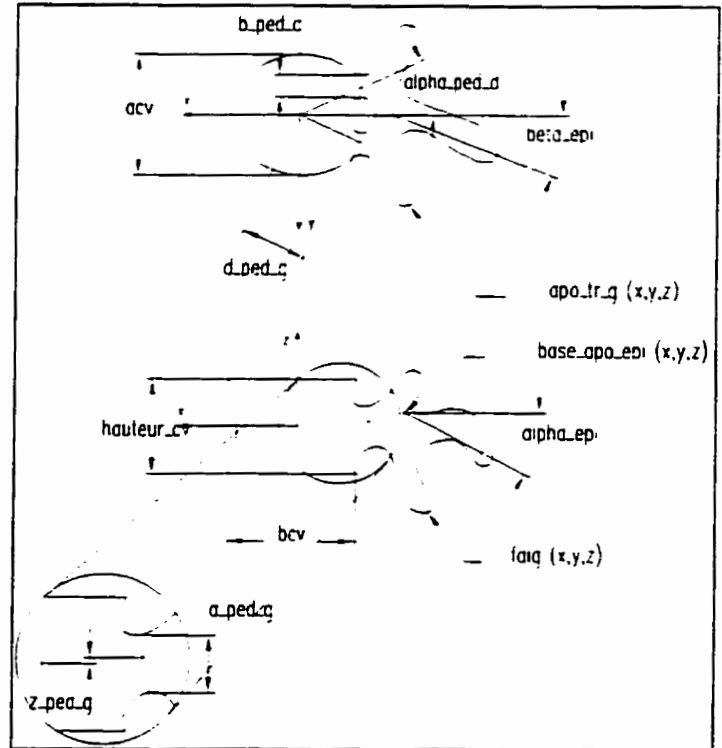


Figure 1.7: Paramètres géométriques selon Aubin et coll. (1995c)

sont chacun définis par 5 paramètres: les coordonnées cylindriques de leur centre (*alpha_ped_g*, *d_ped_g*, *z_ped_g*, *alpha_ped_d*, *d_ped_d*, *z_ped_d*) ainsi que par leur diamètres vertical (*a_ped_g*, *a_ped_d*) et latéral (*b_ped_g*, *b_ped_d*). L'apophyse épineuse est définie par 6 paramètres: les coordonnées cartésiennes de sa base (*X_base_apo_epi*, *Y_base_apo_epi*, *Z_base_apo_epi*) ainsi que par les coordonnées sphériques de son extrémité relativement à sa base (*alpha_epi*, *beta_epi*, *d_epi*).

Enfin, les facettes articulaires (zygapophysaires, costales et costo-transverses, s'il y a lieu) sont définies par des paramètres caractérisant la forme et les dimensions de leur surface, celle-ci pouvant être de type planaire, cylindrique ou sphérique (voir figure 1.8). La surface planaire (facettes zygapophysaires des vertèbres dorsales) est définie par les coordonnées cartésiennes de son centre et de son extrémité, sa hauteur (*Hzyg*), ses

demies largeurs droite (D_{zyg}) et gauche (G_{zyg}) et les cosinus directeurs de son vecteur normal. La surface cylindrique (facettes zygapophysaires des vertèbres lombaires) est définie par les coordonnées cartésiennes de son centre, de son extrémité et du centre de courbure du cylindre, par son rayon de courbure (R), sa hauteur (H_{zyg}), ses demies largeurs droite et gauche exprimées en angles (α et β) et les cosinus directeurs de son vecteur normal (allant du centre de la surface au centre de courbure). La surface sphérique (facettes costales et costo-transverses) est définie par les coordonnées cartésiennes de son centre et du centre de courbure de la sphère et par les cosinus directeurs de son vecteur normal (allant du centre de la surface au centre de courbure).

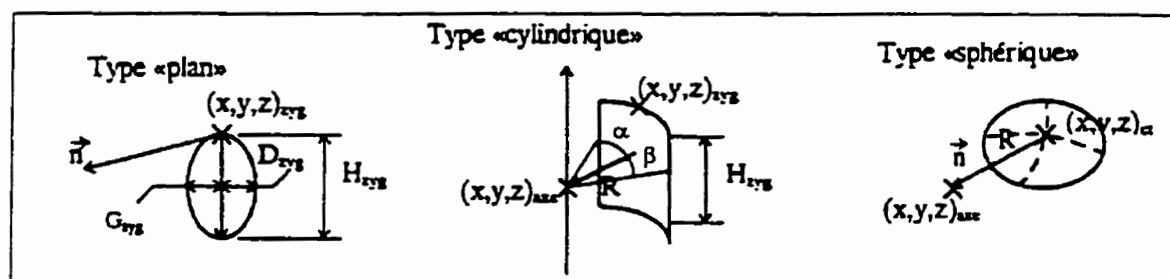


Figure 1.8: Paramètres géométriques des facettes articulaires selon Aubin et coll. (tiré de Aubin et coll., 1995c)

Le tableau 1.1 montre la correspondance entre ces paramètres géométriques et ceux utilisés par Berry et coll. (1987), Scoles et coll. (1988) et Panjabi et coll. (1991, 1992, 1993). Berry et Panjabi ont défini beaucoup plus de paramètres pour représenter le corps vertébral. En effet, le modèle biomécanique développé par Aubin et coll. modélise le corps vertébral comme une poutre et donc ne tient pas compte de la cunéiformisation, d'où le nombre plus restreint de paramètres géométriques pour cette région. De plus, les pédicules ne sont pas paramétrisés de la même façon. Enfin, l'apophyse épineuse et les apophyses transverses sont très peu mesurées chez les trois derniers auteurs et les mesures sur les facettes articulaires sont quasi inexistantes.

Tableau 1.1: Correspondance entre les différents types de paramètres géométriques

Structure anatomique	paramètre	Aubin et coll. (figure 1.7)	Berry et coll. (figure 1.3) ²	Scoles et coll. (figure 1.4)	Panjabi et coll. (figure 1.5)
corps vertébral	diam. latéral	a cv	$(A+B+C)/3$	param. #3	$(EPW_r+EPW_l)/2$
	diam. AP	b cv	$(D+E+F)/3$	param. #2	$(EPD_r+EPD_l)/2$
	hauteur	hauteur cv	$(O_r+O_l+P+Q)/4$	param. #1	VBHp
pédicules	angle dans le plan transverse	alpha ped d			PDIsr
		alpha ped g			-PDIsI
	distance jus- qu'à l'origine	Dped d			
		Dped g			
	distance jus- qu'au plan $z=0$	Hped d			
		Hped g			
	diamètre latéral	Bped d	H_r	param. #5	PDWr
		Bped g	H_l	param. #5	PDWl
	diamètre vertical	Aped d	G_r	param. #6	PDHr
		Aped g	G_l	param. #6	PDHl
apophyse épineuse	coordonnées de la base	X base epi			
		Y base epi			
		Z base epi			
	angle dans le plan sagittal	alpha epi	T		
	angle dans le plan transverse	beta epi			
	longueur réelle	d epi	$(R-L-D)/\cos(T)$		
apophyses transverses	coordonnées de l'extrémité gauche	X apo tr G			
		Y apo tr G			TPW/2
		Z apo tr G			
	coordonnées de l'extrémité droite	X apo tr D			
		Y apo tr D			-TPW/2
		Z apo tr D			

Note: Pour les paramètres de Berry et coll. et ceux de Panjabi et coll., les indices *r* et *l* signifient que le paramètre auquel ils sont associés est mesuré respectivement du côté droit et du côté gauche de la vertèbre.

² Il n'y a pas de correspondance directe entre les paramètres de Aubin et coll. et ceux de Berry et coll. Toutefois, il existe souvent une relation mathématique entre les deux.

1.2 La scoliose

1.2.1 Déviation de la colonne vertébrale

Selon sa définition classique, la scoliose est une déviation (ou une courbure) latérale appréciable de la colonne vertébrale (Moe et coll., 1978). Cette déformation est particulièrement évidente sur des radiographies frontales où la forme normalement droite du rachis apparaît comme une courbe exagérée en forme de 'c' ou de 's'. C'est d'ailleurs pour cette raison qu'elle a longtemps été considérée comme une déformation de la colonne uniquement dans le plan frontal. De nos jours, la scoliose est reconnue comme une déformation tridimensionnelle de la courbure de la colonne vertébrale (White et Panjabi, 1978; Perdriolle, 1979; Pope et coll., 1984; Deacon et coll., 1984; Graf, 1990), bien que la définition bidimensionnelle de la scoliose persiste encore dans certains milieux cliniques.

Cette déformation tridimensionnelle se traduit, selon Perdriolle et Vidal (1981), par des déviations visibles dans les plans frontal (inclinaison latérale) et latéral (dos plat, dos creux ou cypho-scoliose) en plus d'une rotation axiale des vertèbres (torsion vertébrale),

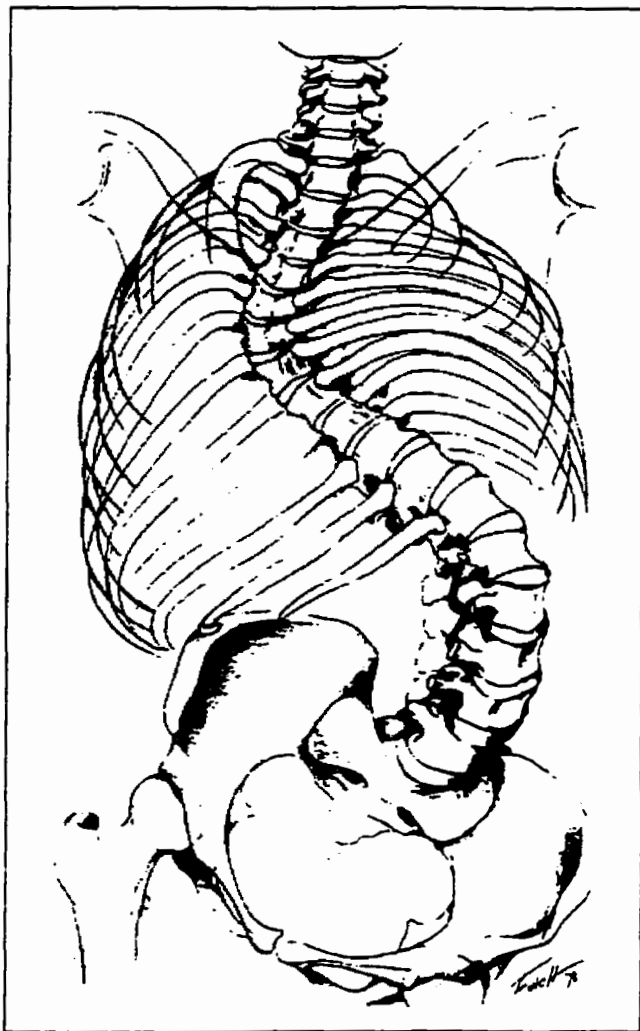


Figure 1.9: Colonne vertébrale et cage thoracique scoliotiques (tiré de Moe et coll., 1978)

la partie postérieure tournant vers la concavité de la courbe, entraînant ainsi une asymétrie de la cage thoracique appelée gibbosité, tel qu'illustré à la figure 1.9. Cette rotation axiale peut aussi avoir pour effet de maintenir alignées les extrémités des apophyses épineuses dans le plan frontal. La colonne vertébrale scoliotique forme donc une courbe 'gauche', c'est-à-dire une courbe ne pouvant être inscrite dans un seul plan.

Pope et coll. (1984) et White et Panjabi (1978) rapportent que, pour 80% à 90% des cas, la scoliose est idiopathique, c'est-à-dire de cause inconnue. De plus, 90% des patients atteints de scoliose idiopathique adolescente (se développant après le début de la puberté) sont des filles.

Les scolioses peuvent être classées selon plusieurs critères: le *côté* de la déformation, sa *localisation* sur la colonne et son *amplitude*. Le *côté* de la scoliose (droit ou gauche) est toujours celui de la convexité de la courbe. Quant à la *localisation* de la courbe, elle est déterminée par le niveau de la vertèbre dite 'apicale' ou 'sommet', c'est-à-dire celle la plus déviée de l'axe vertical du patient ou celle présentant la plus grande rotation axiale (Moe et coll., 1978). Certains auteurs (Roaf, 1966; James, 1967; Perdriolle, 1979) affirment que la scoliose n'affecte que les vertèbres dorsales et lombaires alors que d'autres prétendent qu'elle peut aussi affecter les vertèbres cervicales (Stagnara, 1985) et même le sacrum (Pope et coll., 1984) et le bassin (Dubousset, 1992). Selon ces derniers, les scolioses

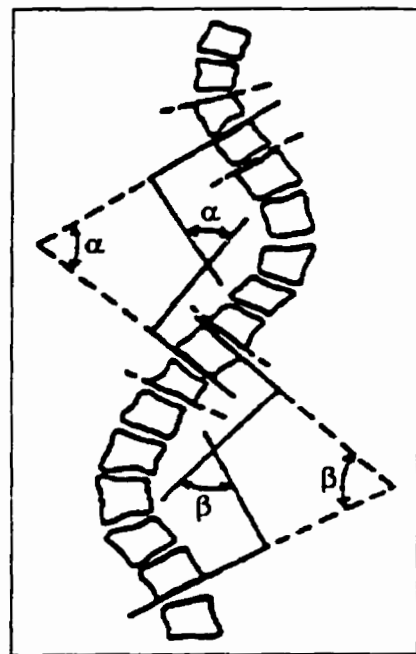


Figure 1.10: Mesure de l'angle de Cobb (tiré de Pope, 1984)

peuvent donc être cervico-dorsales, dorsales, dorso-lombaires, lombaires ou lombosacrées. Cependant, environ 98% des scolioses idiopathiques n'excèdent pas les régions thoracique et lombaire (Stagnara, 1985). Enfin, l'*amplitude* de la scoliose est le plus souvent mesurée, tel qu'illustré à la figure 1.10, par l'angle formé par les plateaux

vertébraux des vertèbres neutres de la courbe, c'est-à-dire les vertèbres qui se trouvent aux points d'inflexion de la courbure. Cet angle, appelé angle de Cobb (Cobb, 1948), est l'une des mesures utilisées le plus fréquemment par les orthopédistes.

L'angle de Cobb constitue un indice clinique qui a été développé à une époque où la scoliose était considérée comme une déformation bidimensionnelle du rachis. Cependant, d'autres méthodes, toujours basées sur une seule image radiographique, ont été développées pour mesurer, entre autres, la rotation d'une vertèbre autour de son axe longitudinal (Perdriolle, 1979; Drerup, 1984; Stokes et coll., 1986).

Deacon et coll. (1984) ont toutefois démontré que l'utilisation d'une seule projection plane de structures anatomiques était non seulement insuffisante mais parfois même trompeuse pour évaluer la gravité et la progression d'une scoliose. Le développement de nouvelles technologies d'imagerie, notamment la stéréoradiographie (Kratzky, 1975; Olsson et coll., 1976; Hindmarsh et coll., 1980; Stokes et coll., 1987; Dansereau et coll., 1990), la radiographie bi-planaire (Brown et coll., 1976; Percy, 1985) et la radiographie multi-vues (DeSmet et coll., 1983) qui, en combinant deux ou trois vues radiographiques, permettent de reconstruire la position des vertèbres dans l'espace, ont permis de mieux analyser l'aspect tridimensionnel de la courbure scoliotique.

Enfin, dans un rapport publié en 1994, Stokes a défini la terminologie tridimensionnelle servant maintenant de convention à la description des difformités de la colonne vertébrale. Parmi les apports les plus importants de cet auteur, on retrouve la définition des systèmes de coordonnées tridimensionnels pour la colonne vertébrale (système global) aussi bien que pour chaque vertèbre (système local). Dans le premier cas

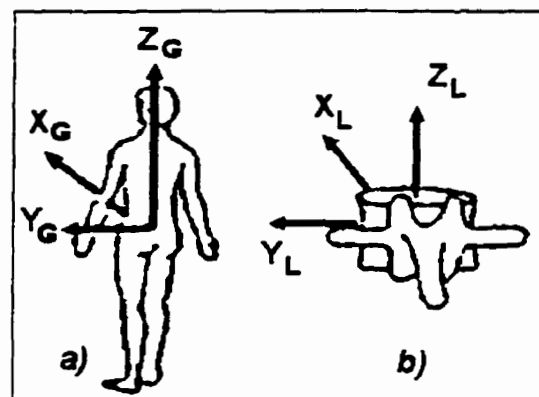


Figure 1.11: Systèmes de coordonnées a) de la colonne et b) d'une vertèbre (tiré de Stokes, 1994)

(voir figure 1.11a), l'axe x_G est orienté vers l'avant, l'axe y_G vers la gauche et l'axe z_G vers le haut; l'origine se trouve au centre du plateau supérieur de S1. Dans le second cas (voir figure 1.11b), les axes sont orientés de la même façon: l'axe z_L passe par les centres des plateaux vertébraux, l'axe y_L est parallèle au segment reliant les centroïdes des pédicules alors que l'axe x_L est le produit vectoriel des axes y_L et z_L ; l'origine se situe au centroïde du corps vertébral, c'est-à-dire à mi-chemin entre les centres des plateaux supérieur et inférieur.

1.2.2 Déformations intrinsèques des vertèbres

En plus de se manifester par une déformation tridimensionnelle de la courbure de la colonne vertébrale, la scoliose implique aussi une déformation tridimensionnelle des vertèbres. Convaincus que les causes de l'évolution de cette déviation de la colonne vertébrale trouvent leur explication au niveau de la croissance anormale de ses éléments rigides, les vertèbres, plusieurs auteurs ont essayé de décrire ou de quantifier les

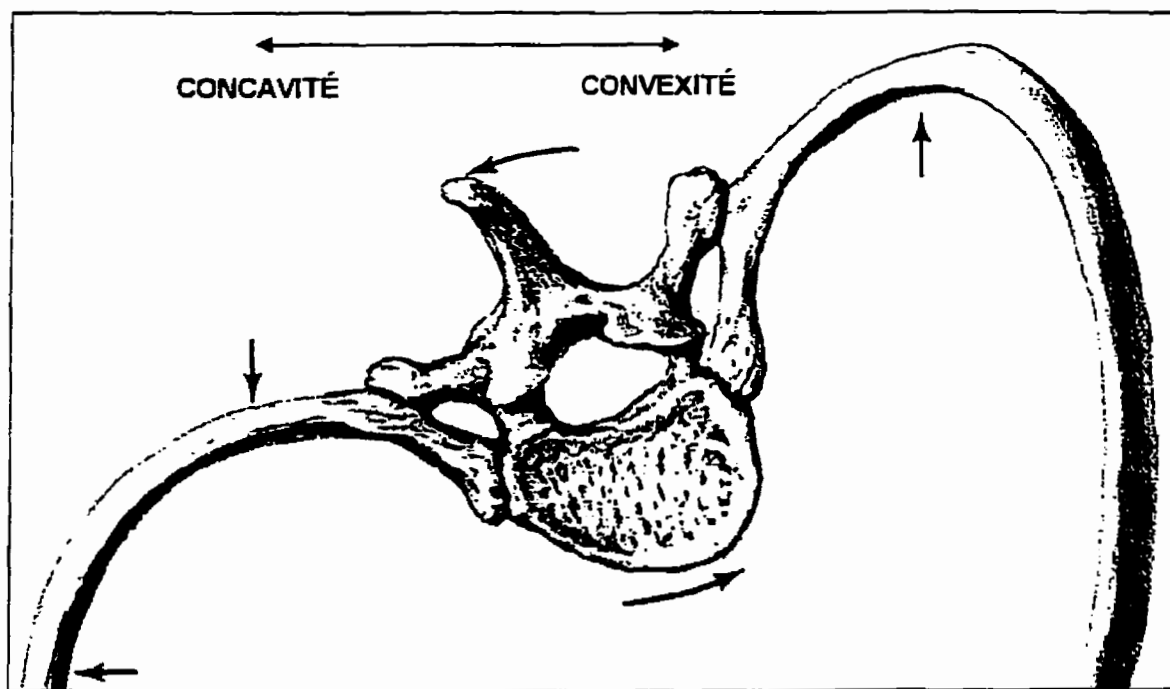


Figure 1.12: Vertèbre et côtes scoliotiques (tiré de Graf, 1990)

difformités caractéristiques des vertèbres scoliotiques, difformités se manifestant surtout au niveau de la vertèbre apicale (Xiong et coll., 1994a). Perdriolle (1979) est un de ceux qui ont le plus étudié et décrit ces difformités. Le lecteur pourra se référer à la figure 1.12 qui représente la plupart des difformités décrites plus bas: la cunéiformisation du corps vertébral, la déformation de l'arc neural et la déformation des apophyses.

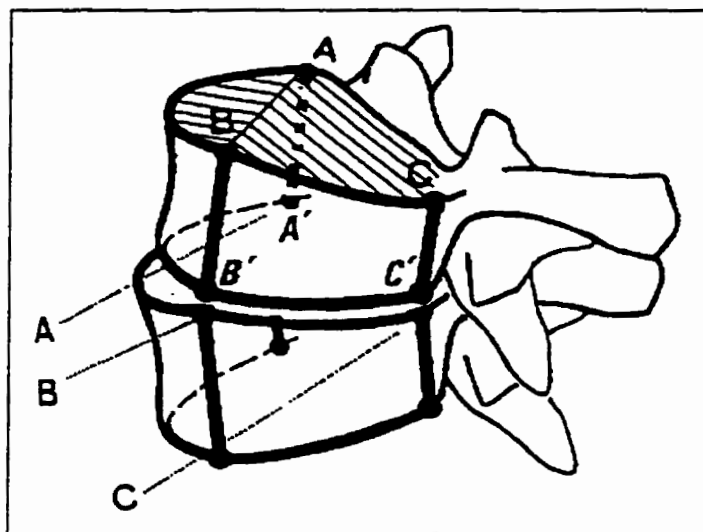
1.2.2.1 Cunéiformisation du corps vertébral

Conformément aux observations de Roaf (1966) et de James (1967), qui constataient une croissance plus grande de tous les éléments vertébraux du côté de la convexité, Perdriolle (1979) remarque que la cunéiformisation du corps vertébral, présente surtout au niveau des vertèbres apicales, se manifeste par une disparition du parallélisme des plateaux vertébraux qui deviennent inclinés dans les plans sagittal et frontal. Le point maximum de la cunéiformisation (endroit où le corps vertébral est le moins épais) est postéro-externe et situé approximativement à 30° du plan sagittal de la vertèbre alors que le point minimum est diamétralement opposé.

Kojima et Kurokawa (1992) décrivent quant à eux la cunéiformisation du corps vertébral en la décomposant en deux phénomènes distincts: la lordose et la scoliose du corps vertébral. La lordose est une mesure de l'angle formé par les plateaux vertébraux dans le plan sagittal du système de coordonnées local associé à la vertèbre alors que la scoliose en est une mesure dans le plan frontal. Ils constatent que même si la lordose est présente chez les vertèbres normales, elle est toutefois plus grande chez les vertèbres scoliotiques. De plus, à cause de la rotation axiale des vertèbres, la lordose vertébrale peut être responsable de la déviation scoliotique de la colonne telle qu'observée dans le plan frontal.

En raffinant sa description de la cunéiformisation, Perdriolle (1992, 1993) affirme que celle-ci n'affecte pas toute la surface des plateaux vertébraux mais seulement la partie du côté de la concavité (voir figure 1.13). Pour lui, chacun des plateaux vertébraux ne peut s'approximer par un seul mais plutôt par deux plans, l'un étant parallèle à son homologue

situé à l'autre bout du corps vertébral et l'autre étant incliné postérieurement par rapport au premier ainsi que vers la concavité de la courbe scoliothique. La jonction de ces deux plans impose donc une forme convexe aux plateaux vertébraux des vertèbres cunéiformisées. Perdriolle en



arrive à la conclusion que la **Figure 1.13: Cunéiformisation des vertèbres selon Perdriolle et coll (tiré de Perdriolle et coll., 1992)** modification d'orientation dans les trois plans des vertèbres est due essentiellement à la déformation des vertèbres.

À l'aide d'un pointeur électro-magnétique ('Fastrack', Polhemus), Le Borgne et coll. (1994) ont mesuré en trois dimensions 12 rachis scoliothiques secs. Ils ont constaté que l'angle de cunéiformisation du corps vertébral pouvait atteindre 30 degrés. De plus, contredisant la théorie de Perdriolle et coll. (1993), ils ont validé l'hypothèse de l'approximation du plateau vertébral par un seul plan avec un coefficient de régression R^2 toujours supérieur à 0.9.

1.2.2.2 Déformation de l'arc neural

Dans la partie postérieure de la vertèbre, la déformation de l'arc neural se manifeste par une asymétrie dans sa croissance (Roaf, 1966; James, 1967) due au chargement asymétrique des cartilages de l'épiphyse, c'est-à-dire l'extrémité spongieuse des os (Stilwell, 1962). Il y a donc hypotrophie de l'arc neural (lame, pédicule et apophyses articulaires) du côté de la concavité, réagissant ainsi à la pression qu'il subit, et une hypertrophie du côté de la convexité qui est presque exempte de toute charge (Perdriolle,

1979; Smith et coll., 1991). Le pédicule du côté convexe est donc plus gros et plus solide que celui du côté concave qui devient plus mince.

1.2.2.3 Déformation des apophyses

Dans le plan transversal de la vertèbre, les pédicules et les apophyses transverses sont courbés du côté de la concavité (Perdriolle, 1979) de même que l'apophyse épineuse (White et Panjabi, 1978), ce qui cause parfois une surévaluation de la rotation axiale de la vertèbre. Dans la même veine, James (1967) affirmait que la rotation axiale de la vertèbre est en fait la combinaison d'un changement d'orientation dans l'espace et d'une déformation des éléments postérieurs de la vertèbre dans la même direction.

Plus récemment, Smith et coll. (1991) ont démontré, en constatant que le corps vertébral s'ossifie normalement vers l'extérieur du corps vertébral du côté de la concavité tandis qu'il s'ossifie vers l'intérieur (dans le trou vertébral et la substance du corps vertébral) du côté de la convexité, qu'il y a un transfert de la zone de croissance osseuse du corps vertébral du côté de la concavité (voir figure 1.14), alors que la rotation axiale de la vertèbre déplace le corps vertébral du côté de la convexité. Ceci vient contrebalancer la surévaluation de la rotation axiale.

Stagnara (1985), quant à lui, rapporte que les apophyses articulaires du côté de la concavité se renforcent en épaisseur et en densité tout en s'enfonçant et que, à l'inverse, celles du côté convexe s'amincissent. Dans ce cas-ci, l'asymétrie favorise la croissance du côté de la concavité.

Dans le plan frontal de la vertèbre, l'apophyse transverse du côté concave est oblique vers le haut alors que celle de l'autre côté n'est pas

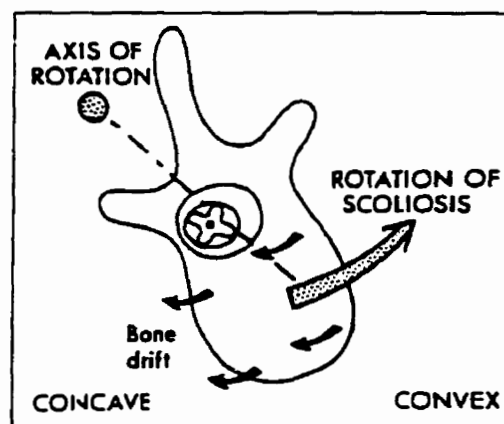


Figure 1.14: Phénomène d'ossification du corps vertébral vers la concavité (tiré de Smith et coll., 1991)

affectée (Perdriolle, 1979). Enfin, selon Perdriolle (1979), la vertèbre subit aussi une vrille, c'est-à-dire une torsion générale de toutes ses structures anatomiques autour d'un axe vertical passant par le pilier artculaire concave (apophyses articulaires supérieure et inférieure situées du côté de la concavité).

1.2.2.4 Quantification des déformations scoliotiques

Des travaux récents de Xiong et coll. (1995a, 1995b) ont permis de quantifier certaines des difformités décrites plus haut. Ces auteurs ont mesuré plusieurs paramètres géométriques sur des coupes tomographiques de vertèbres provenant de trois groupes de patients: 15 patients sains, 12 patients atteints de scoliose idiopathique modérée (de 13° à 30° d'angle de Cobb) et 33 patients scoliotiques atteints de scoliose sévère (de 35° à 71°).

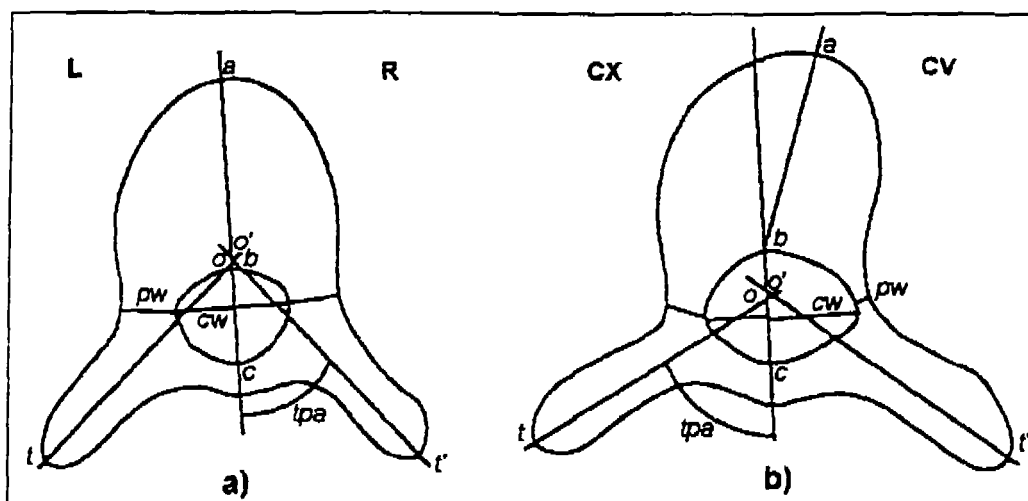


Figure 1.15: Paramètres géométriques utilisés par Xiong et coll. (tiré de Xiong et coll., 1995a)

La figure 1.15 illustre les repères anatomiques utilisés pour calculer ces paramètres géométriques. Le point a est le point le plus antérieur du corps vertébral; b , le point le plus antérieur du trou vertébral; c , le point le plus postérieur du trou vertébral. Les segments ab et bc sont les axes longitudinaux du corps vertébral et de la vertèbre

respectivement. L'angle entre ces deux segments (VBVA) représente la déviation du corps vertébral du côté de la concavité. La plus petite largeur des pédicules est appelée PWcv (pour le côté concave) et PWcx (pour le côté convexe). Le segment bc divise le trou vertébral en deux parties: la plus grande largeur de chaque moitié du trou vertébral est appelée CWcv et CWcx. L'axe passant par le milieu d'une apophyse transverse et le milieu de son extrémité (t) croise l'axe de la vertèbre (bc) au point o . Les angles entre chaque apophyse transverse et l'axe de la vertèbre sont appelés TPAcv et TPAcx. Enfin, trois indices sont définis à partir de ces paramètres: l'indice de diamètre des pédicules ($PWi = PWcx/PWcv$), l'indice de largeur du trou vertébral ($CWi = CWcx/CWcv$) et l'indice d'angle des apophyses transverses ($TPAi = TPAcx/TPAcv$).

Les résultats obtenus par Xiong et coll. démontrent que l'angle de déviation du corps vertébral (VBVA) est significativement plus grand chez les patients atteints de scoliose sévère ($8,8^\circ \pm 7,2^\circ$) que chez les patients sains ($0,0^\circ \pm 1,4^\circ$) ou atteints de scoliose modérée ($3,5^\circ \pm 2,7^\circ$). De plus, l'indice de largeur du trou vertébral (CWi) est significativement plus petit chez les patients atteints de scoliose modérée ($0,95 \pm 0,13$) ou sévère ($0,90 \pm 0,12$) que chez les patients sains ($0,98 \pm 0,04$). Ces deux résultats confirment les observations de Smith et coll. (1991) sur le transfert de zone d'ossification du corps vertébral du côté de la concavité.

L'indice de diamètre des pédicules (PWi) est significativement plus grand chez les patients atteints de scoliose modérée ($1,12 \pm 0,10$) ou sévère ($1,23 \pm 0,39$) que chez les patients sains ($0,95 \pm 0,15$). Ceci confirme les observations sur l'hypertrophie du pédicule situé du côté de la convexité au détriment de celui situé du côté de la concavité.

Enfin, l'indice d'angle des apophyses transverses (TPAi) est significativement plus petit chez les patients atteints de scoliose modérée ($0,83 \pm 0,07$) ou sévère ($0,92 \pm 0,10$) que chez les patients sains ($1,02 \pm 0,04$), entérinant ainsi les observations de Perdriolle (1979) et James (1967) sur la courbure des apophyses transverses vers la concavité.

1.2.3 Étiologie de la scoliose et des déformations intrinsèques des vertèbres

Certaines difformités des vertèbres pourraient être la cause de la courbure scoliotique alors que d'autres en seraient la conséquence. Graf (1990) croit que les déformations anatomiques de la colonne imposent des déformations plastiques progressives aux vertèbres et aux disques intervertébraux (cunéiformisation du corps vertébral et des disques, déformation des pédicules et des facettes articulaires) qui, à leur tour, viendront accentuer la déviation et la rotation vertébrale: ce que Graf appelle une 'mécanique évolutive auto-entretenu'.

Deacon et coll. (1987) suggèrent de considérer la lordose excessive du corps vertébral comme responsable de la déstabilisation latérale de la colonne et de la rotation axiale des vertèbres. La combinaison de la rotation axiale et de la lordose des vertèbres se manifesterait par la courbure anormale de la colonne visible dans le plan frontal. Par la suite, cette inclinaison des vertèbres dans le plan frontal provoquerait une cunéiformisation du corps vertébral et l'asymétrie du chargement des vertèbres modifierait le processus d'ossification en l'accentuant du côté de la concavité.

Dickson et coll. (1984) soutiennent que l'instabilité intrinsèque des vertèbre thoraciques, dont le corps vertébral est plus mince antérieurement, jumelée à une asymétrie du corps vertébral de ces vertèbres, peut-être attribuable à la pression de l'aorte du côté gauche des vertèbres mi-thoraciques, est une cause de la déviation latérale de la colonne. L'asymétrie des pédicules serait une déformation secondaire, causée par la courbure scoliotique, contrairement à ce que pense Roaf (1966) qui prétend que l'asymétrie des pédicules pourrait être la cause de la rotation vertébrale à l'origine de la courbure scoliotique.

D'autres auteurs, Schultz (1972) ou Xiong et coll. (1994a, 1994b) par exemple, sans remettre en question les difformités elles-mêmes, les classent d'une façon différente entre causes et effets.

1.3 Modélisation personnalisée de la colonne vertébrale

Le groupe de recherche sur la scoliose 3D de l'Hôpital Sainte-Justine et de l'École Polytechnique a développé un système permettant d'obtenir une modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle personnalisée du tronc squelettique de patients scoliotiques, réalisée de façon routinière aux cliniques de scoliose de l'Hôpital Sainte-Justine (Dansereau et coll., 1990; Labelle et coll., 1990; Aubin et coll., 1995b, 1995c). L'approche de modélisation développée tire profit de la combinaison de deux techniques d'imagerie médicale: la radiographie numérique multi-vues et la tomographie axiale sériée. La première technique permet d'obtenir les données de personnalisation spécifiques à la géométrie du patient alors que la deuxième a permis de créer des primitives anatomiques qui seront déformées selon les données de personnalisation.

Le processus de modélisation se divise en 4 parties:

- la reconstruction géométrique du patient par radiographies multi-vues;
- la construction de primitives anatomiques à partir de spécimens cadavériques;
- la modélisation géométrique;
- la modélisation mécanique.

Le lecteur peut se référer à la figure 1.16 tout au long des explications de cette technique de modélisation. Cette figure représente par des rectangles les différents formats de données et par des flèches grises les actions et calculs effectués sur ces données tout au long du processus. Les 4 parties mentionnées plus haut y sont encadrées en lignes tiretées. À gauche, la construction de primitives anatomiques est une opération effectuée une seule fois alors qu'à droite, les trois autres étapes sont effectuées pour chaque patient.

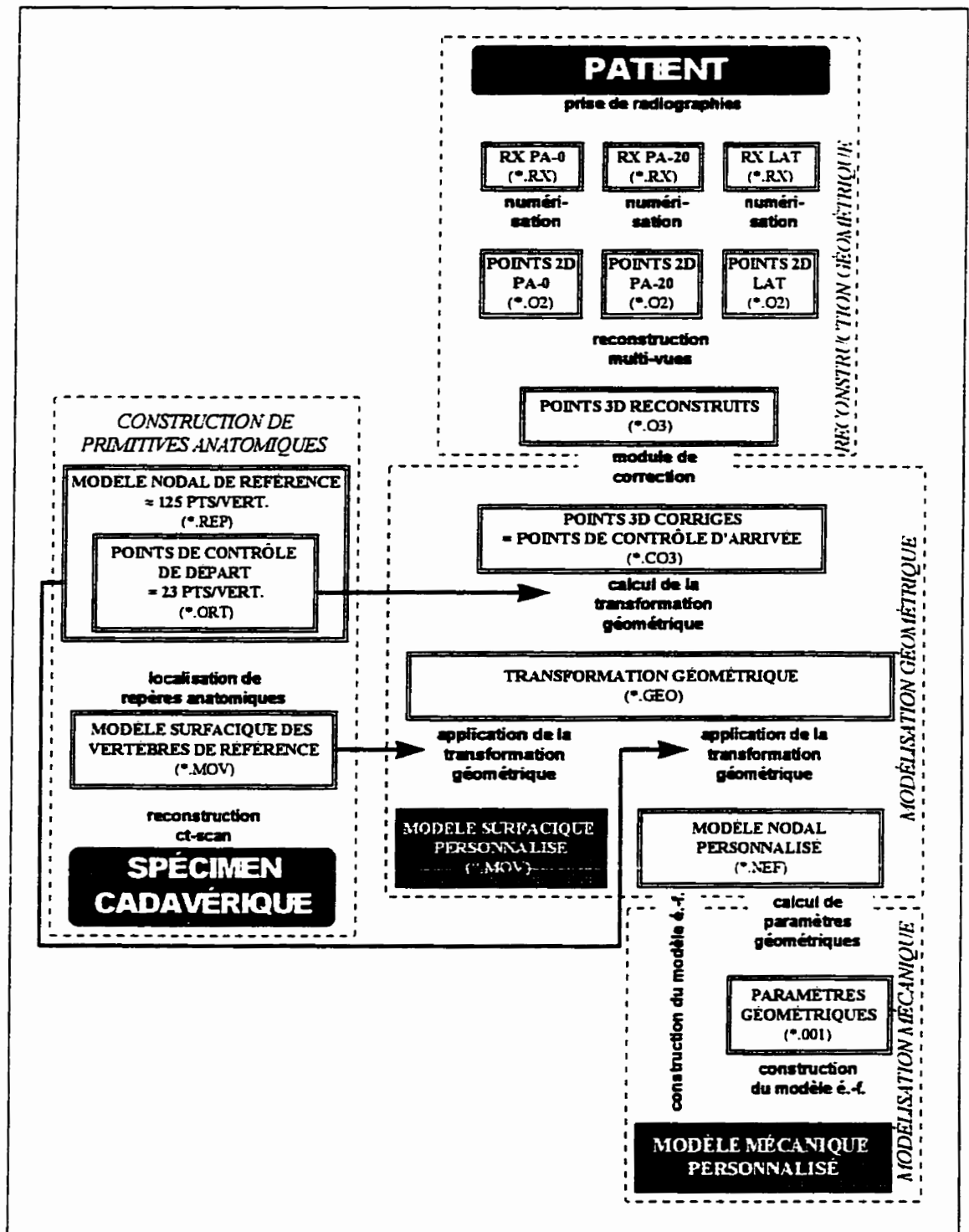


Figure 1.16: Processus de modélisation géométrique et mécanique de la colonne vertébrale

1.3.1 Reconstruction tridimensionnelle radiographique multi-vues

Dansereau et coll. (1990) ont développé à l'hôpital Sainte-Justine un système permettant d'obtenir par radiographies multi-vues une reconstruction 3D de la colonne et de la cage thoracique de patients scoliotiques. Cette reconstruction comprend essentiellement les coordonnées dans l'espace de points correspondants à des repères anatomiques sur les vertèbres, les côtes et le sternum.

Les patients sont placés dans un appareil de positionnement leur permettant de se maintenir fixe dans une posture naturelle (voir figure 1.17). Devant et derrière le patient se trouvent deux feuilles d'acrylique parallèles entre elles: l'une contient 5 lignes et 5 colonnes de points de calibrage (billes d'acier radio-opaques de 2 mm de diamètre) dont les coordonnées 3D sont connues avec précision et l'autre, 6 lignes et 5 colonnes. Ces deux plaques constituent l'objet de calibrage parallèlement auquel se trouve la

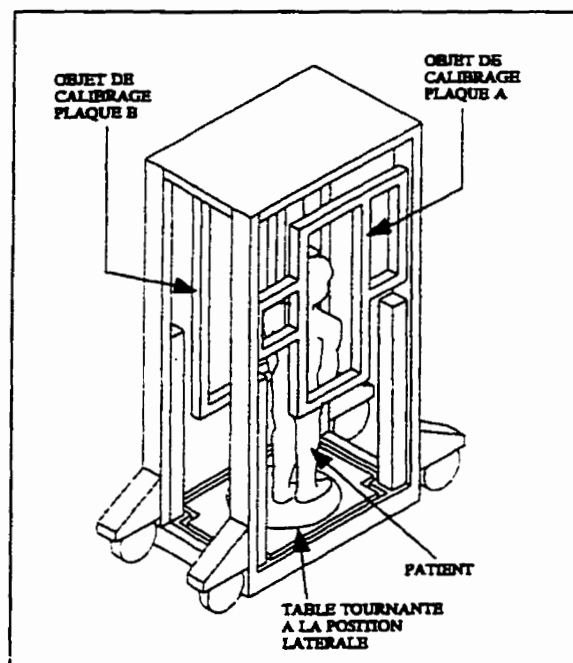


Figure 1.17: Appareil de positionnement pour les radiographies multi-vues (tiré de Bellefleur, 1993)

plaque de l'appareil de radiographie numérique. Un tube à rayons X situé derrière le patient permet de prendre deux radiographies postéro-antérieures, l'une conventionnelle (PA-0°) et l'autre à 20° d'élévation (PA-20°). Une radiographie latérale (LAT) est prise en faisant subir au patient une rotation de 90° (André et Dansereau, 1991). Le système de positionnement tourne alors avec le patient qui ne change donc pas de posture. Ces trois vues radiographiques d'un même objet (PA-0, PA-20 et LAT) sont enregistrées par l'appareil de radiographie numérique et directement transformées sous

forme d'images digitalisées pouvant être affichées sur un écran d'ordinateur.

La deuxième étape consiste à localiser, sur chaque plan radiographique, des repères anatomiques sur chaque objet constituant le squelette du tronc ainsi que chaque bille

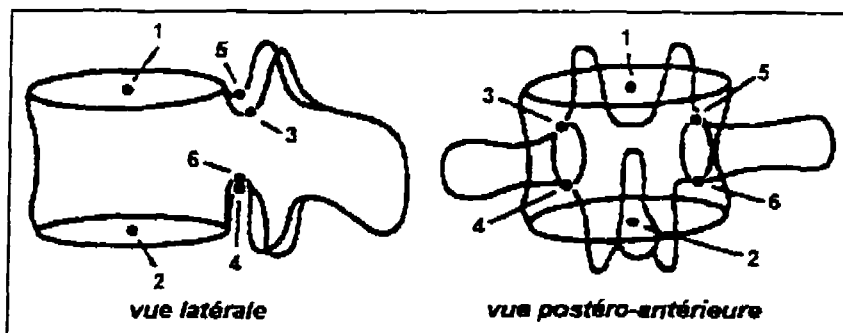


Figure 1.18: Points numérisés lors de la reconstruction radiographique multi-vues (adapté de André et Dansereau, 1994)

de l'objet de calibrage. Sur chaque côte, 11 points sont numérisés le long de la ligne médiane alors que seulement 4 points sont nécessaires pour le sternum et les cartilages costaux. Sur les vertèbres (de T1 à L5), selon la procédure standard, 6 points sont numérisés (voir figure 1.18) correspondant aux extrémités supérieure et inférieure de la plus petite section de chaque pédicule (3, 4, 5 et 6), ainsi qu'au centre des plateaux supérieur (1) et inférieur (2) du corps vertébral. Ces repères sont les plus visibles sur les radiographies et donc ceux dont la position est la plus fiable. De plus, l'angle de 20° entre les deux radiographies PA est un compromis entre la précision de la reconstruction et la visibilité des repères anatomiques à numériser (André et Dansereau, 1994). Les positions 2D des points numérisés (fichiers .O2) sont exprimées dans le système de coordonnées de chaque plan radiographique.

Les positions 3D des repères sont ensuite calculées par l'algorithme DLT (Direct Linear Transformation), mis au point par Marzan (1976), à partir de diverses combinaisons de vues (2 vues sont suffisantes pour la reconstruction 3D): PA- 0° /PA- 20° , PA- 0° /LAT et PA- 0° /PA- 20° /LAT. Les coordonnées 3D résultantes des points numérisés (fichiers .O3) sont exprimées dans un système de coordonnées défini par rapport à l'objet de calibrage et orienté selon les normes de la Scoliosis Research Society (Stokes, 1994), à savoir x vers l'avant, y vers la gauche et z vers le haut (voir figure 1.11). L'origine de ce système

de coordonnée est la bille B33 de l'objet de calibrage, c'est-à-dire celle située au centre de la plaque la plus éloignée du tube à rayons X.

D'après André et coll. (1992), des erreurs de numérisation des repères anatomiques de l'ordre de 2 mm sont fréquentes et peuvent entraîner des erreurs de 5 mm sur la reconstruction géométrique tridimensionnelle obtenue à l'aide des vues PA-0° et PA-20°. D'autre part, Aubin et coll. (1995a) ont évalué l'erreur à $2,1 \pm 1,5$ mm pour des reconstructions obtenues avec les trois vues (PA-0°, PA-20° et LAT), en comparant la reconstruction d'un spécimen de colonne vertébrale sèche à des mesures obtenues à l'aide d'une machine à mesurer 3D de haute précision. Ces erreurs dépendent principalement de deux facteurs:

- la visibilité des repères sur les radiographies, qui elle-même est fonction des repères choisis, de l'angle d'incidence de la prise de vue, etc.;
- la correspondance entre les repères numérisés sur les différentes vues.

1.3.2 Modélisation géométrique par krigeage géométrique tridimensionnel

La reconstruction radiographique multi-vues permet d'obtenir une représentation de la géométrie du patient par des points (les points numérisés et reconstruits en 3D) reliés entre eux par des segments de droite. Toutefois, cette représentation ne permet pas de représenter la forme géométrique réaliste des structures vertébrales, ce qui la rend difficile à interpréter pour des cliniciens. Les données provenant de la reconstruction radiographique multi-vues sont donc utilisées pour déformer des primitives anatomiques afin de les adapter à la géométrie du patient. Les primitives anatomiques sont obtenues par tomographie axiale sériée et sont déformées par une technique mathématique d'interpolation et d'extrapolation appelée krigeage (Trochu, 1993) et adaptée à la problématique de la déformation tridimensionnelle d'objets.

1.3.2.1 Reconstruction par tomographie axiale sériée

De Guise et Martel (1988) ont développé des outils mathématiques et informatiques pour traiter l'information provenant de coupes tomographiques d'une structure anatomique et la transformer en un modèle géométrique surfacique tridimensionnel de l'objet 'scanné'. Par exemple, pour une vertèbre, des tranches de 1 mm d'épaisseur sont prises à 1 mm d'intervalle longitudinalement, sur toute la longueur de l'objet, à l'aide d'un appareil de tomographie à rayons X. Les images des coupes obtenues sont ensuite segmentées, c'est-à-dire transformées en images binaires pour séparer les structures osseuses du reste de l'image. Cette segmentation est d'abord réalisée automatiquement par une technique de seuillage de l'intensité lumineuse des images, puis corrigée interactivement, une tranche à la fois, en ajoutant ou en enlevant des pixels aux zones délimitées par la segmentation afin d'éliminer les imperfections dues, entre autres, à la résolution de l'appareil d'acquisition. Puis, ces tranches sont empilées de façon à obtenir un modèle volumique de la vertèbre. Un modèle surfacique, délimitant la 'coquille' extérieure de la vertèbre, est ensuite créé par la connexion en polygones (triangles et quadrilatères) des pixels situés à la surface de la vertèbre par l'algorithme du 'cube connecteur'. L'objet ainsi reconstruit est enregistré dans un fichier de format MOVIE.BYU contenant les coordonnées 3D des noeuds (points sur la surface) et leur 'connectivité' (polygones).

La précision de cette méthode de modélisation a été évaluée à $1,1 \text{ mm} \pm 0,8 \text{ mm}$ en comparant la reconstruction d'un spécimen de colonne vertébrale sèche avec des mesures obtenues à l'aide d'une machine à mesurer 3D (Aubin et coll., 1995a).

1.3.2.2 Rachis de référence

Un rachis de référence, appelé 'dictionnaire', a été constitué à partir des reconstructions par tomographie axiale sériée de chaque vertèbre (T1 à L5) d'un spécimen cadavérique désarticulé provenant d'un individu de 42 ans de sexe masculin. Les côtes, le sternum et le bassin ont été traités de la même façon que les vertèbres.

Le modèle surfacique de chaque vertèbre est enregistré individuellement dans un fichier d'extension .MOV (MOVIE.BYU). Ces vertèbres sont les primitives anatomiques qui seront déformées pour obtenir le modèle géométrique personnalisé de chaque patient.

À l'aide d'outils informatiques de visualisation et de manipulation graphique de ces objets (développés par Yves Martel), 23 points sont déposés sur la surface de chaque vertèbre, aux positions correspondant aux repères anatomiques reconstruits par radiographies multi-vues ainsi qu'à d'autres repères anatomiques qui pourront éventuellement être numérisés avec l'amélioration de la qualité des radiographies (un point sur les 23 n'est pas déposé sur la surface: le centroïde du corps vertébral, qui est déduit de la position des centres des plateaux supérieurs et inférieurs). Ces points sont stockés dans des fichiers

Tableau 1.2: Liste des 23 points de contrôle de départ (inclus dans les fichiers .ORT)

Nom du point	Repère anatomique
Apo_Epin_Post	extrémité postérieure de l'apophyse épineuse
Apo_Trans_D	extrémité latérale de l'apophyse transverse droite
Apo_Trans_G	extrémité latérale de l'apophyse transverse gauche
Fac_Art_Inf_D	extrémité de la facette articulaire inférieure droite
Fac_Art_Inf_G	extrémité de la facette articulaire inférieure gauche
Fac_Art_Sup_D	extrémité de la facette articulaire supérieure droite
Fac_Art_Sup_G	extrémité de la facette articulaire supérieure gauche
Ped_Inf_D	extrémité inférieure du pédicule droit
Ped_Inf_G	extrémité inférieure du pédicule gauche
Ped_Sup_D	extrémité supérieure du pédicule droit
Ped_Sup_G	extrémité supérieure du pédicule gauche
Plat_Cent_Ant	extrémité antérieure du plateau central du corps vertébral
Plat_Cent_Cent	centre du plateau central du corps vertébral
Plat_Cent_D	extrémité droite du plateau central du corps vertébral
Plat_Cent_G	extrémité gauche du plateau central du corps vertébral
Plat_Inf_Ant	extrémité antérieure du plateau inférieur du corps vertébral
Plat_Inf_Cent	centre du plateau inférieur du corps vertébral
Plat_Inf_D	extrémité droite du plateau inférieur du corps vertébral
Plat_Inf_G	extrémité gauche du plateau inférieur du corps vertébral
Plat_Sup_Ant	extrémité antérieure du plateau supérieur du corps vertébral
Plat_Sup_Cent	centre du plateau supérieur du corps vertébral
Plat_Sup_D	extrémité droite du plateau supérieur du corps vertébral
Plat_Sup_G	extrémité gauche du plateau supérieur du corps vertébral

.ORT et sont appelés points de contrôle de départ, à cause de leur rôle dans la modélisation géométrique par krigeage qui sera expliquée plus loin. La figure 1.19 représente la position des 23 points de contrôle et le tableau 1.2 liste la correspondance entre les noms des points et le repère anatomique associé à chacun.

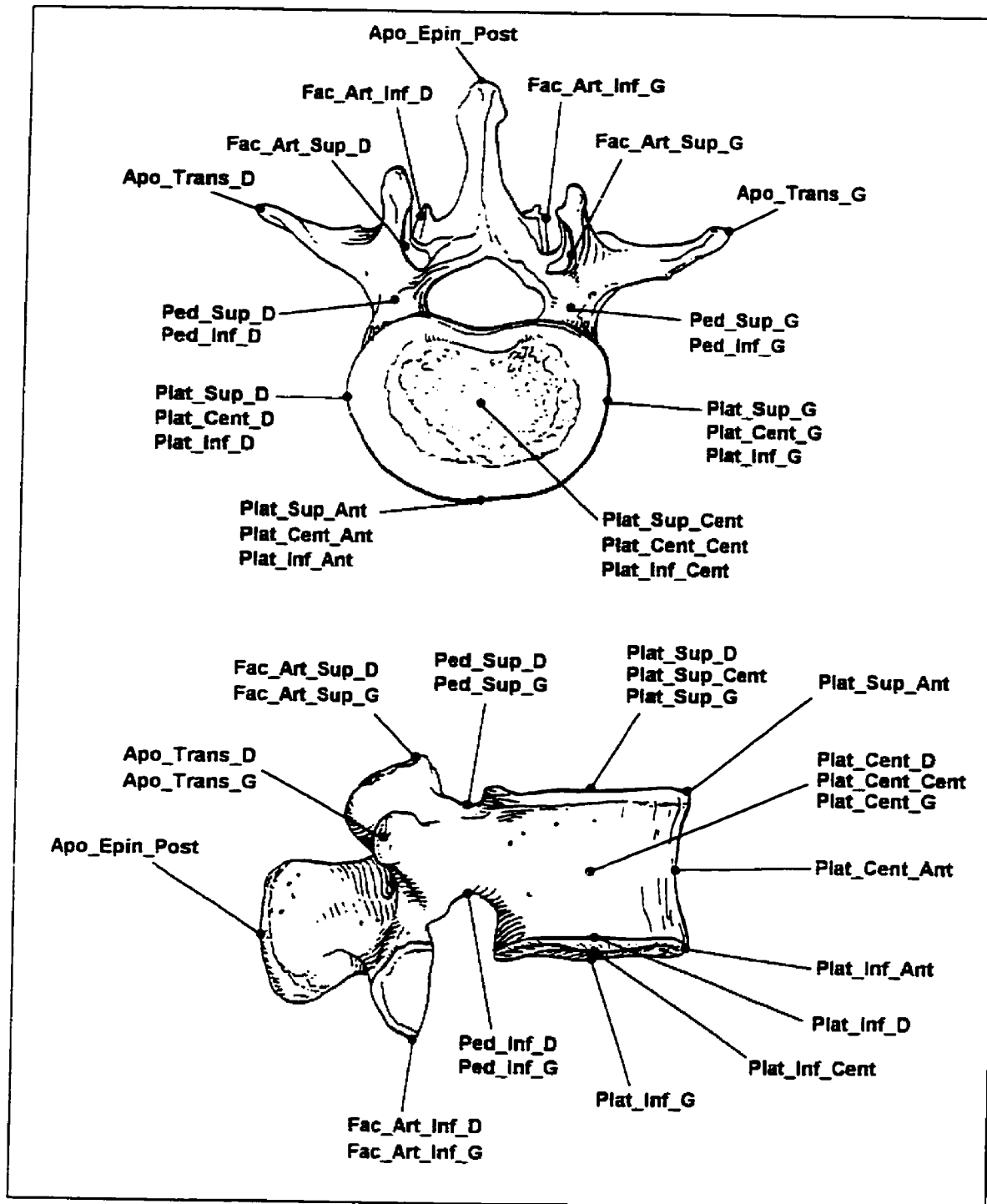


Figure 1.19: Position des 23 points de contrôle de départ sur une vertèbre de référence (adapté de Grant, 1983).

D'autres points sont ajoutés aux points de contrôle de départ pour former le modèle nodal qui compte jusqu'à 175 points par vertèbre (pour les dorsales). Ce modèle nodal pourra être directement déformé pour obtenir un modèle mécanique à géométrie personnalisée. Les points ajoutés consistent principalement en des points situés sur les surfaces articulaires (jusqu'à 12 points pour chaque facette zygapophysaire, 9 points pour chaque facette costale et 17 points pour chaque facette costo-transverse) ainsi que des points d'insertions du ligament jaune (bases de l'apophyse épineuse) dans le modèle mécanique. Ces points sont stockés dans les fichiers .REP.

1.3.2.3 Module de correction

Les données provenant des reconstructions radiographiques multi-vues (points 3D reconstruits) contiennent certaines imprécisions (André, 1989) principalement due à la difficulté d'identifier les mêmes repères anatomiques sur les différents plans radiographiques. Ces erreurs de reconstruction affectent la forme générale de la courbe de la colonne reconstruite en plus de créer parfois des interférences entre les vertèbres.

Afin d'éliminer ces erreurs, un module de correction rectifie la position des points 3D reconstruits, dans le cas des reconstructions obtenues à partir des vues PA-0° et PA-20° seulement. Petit (1993) a adapté à l'approche de modélisation géométrique les techniques de corrections développées par Papillon (1989) et Lachapelle (1990). La forme de la courbe de la colonne est lissée en ajustant une série de Fourier par moindres carrés aux coordonnées x et y du centroïde des 4 points situés sur les pédicules, pour chaque vertèbre. Tous les points reconstruits sont donc déplacés en translation. Les trois orientations de la vertèbre dans l'espace (R_x , R_y et R_z) sont ensuite calculées par rapport au centroïde des pédicules. Les rotations R_x et R_y sont calculées à partir des pentes 3D des séries de Fourier à la coordonnée z du centroïde des pédicules alors que la rotation axiale (R_z) est calculée selon la méthode de Stokes (1986) à partir des données non corrigées. Par la suite, la position du centroïde du corps vertébral est calculée à l'aide des six points corrigés (4 sur les pédicules, 2 sur le corps vertébral).

De plus, pour toutes les reconstructions (PA-0°/PA-20°, PA-0°/LAT et PA-0°/PA-20°/LAT), d'autres points (tirés des vertèbres de référence du dictionnaire) sont ajoutés aux 6 points reconstruits (inclus dans le fichier .O3): les extrémités des apophyses épineuse (1 point), transverses (2 points) et articulaires (4 points), les points sur le contour du corps vertébral (9 points: extrémités droite, gauche et antérieure sur les plateaux supérieur, inférieur et central). Ces 16 points sont calculés à l'aide de transformations affines (translations, rotations, facteurs d'échelle) à partir de leur position sur les vertèbres de référence du dictionnaire et corrigés à l'aide de données morphométriques de Scoles (1988) sur les diamètres AP et latéral du corps vertébral. En additionnant aux 6 points 3D reconstruits de départ le centroïde des pédicules, celui du corps vertébral et les 16 autres points ajoutés, un total de 24 points, qui seront écrits dans le fichier .CO3, est obtenu.

Enfin, pour les reconstructions PA-0°/PA-20° seulement, le module de correction optimise les distances intervertébrales par une technique de correction itérative qui modifie les hauteurs des corps vertébraux, basée sur les mesures des hauteurs des corps vertébraux et des disques de Schultz (1973).

1.3.2.4 Application du krigeage géométrique tridimensionnel

Le krigeage est une technique d'interpolation et d'extrapolation généralisée qui provient du domaine de la géostatistique. Dans sa formulation duale, le krigeage décompose une fonction en la somme de deux fonctions, la dérive et la covariance, la première représentant le phénomène moyen et la seconde, la fluctuation ou l'écart entre les observations et le phénomène moyen (Trochu, 1993). Par exemple, à partir des n observations (x_i, u_i) , la fonction $u(x)$ peut être modélisée par krigeage selon l'équation

$$u(x) = a(x) + b(x) = a_0 + a_1x + a_2x^2 + \sum_{i=1}^n b_i (|x - x_i|)^3 \quad (1.1)$$

où $a(x)$ est la dérive (quadratique dans cet exemple),

et $b(x)$ est la covariance (cubique dans cet exemple).

Le calcul des coefficients a_i et b_i se fait généralement en résolvant un système de $n+m$ équations (m étant l'ordre de la dérive). Les n premières équations sont obtenues à partir des n points (x_i, u_i) et les m dernières, à partir des conditions de non biais qui stipulent que

$$\sum_{i=1}^n b_i = 0, \quad \sum_{i=1}^n b_i x_i = 0, \quad \dots, \quad \sum_{i=1}^n b_i x_i^{m-1} = 0 \quad \text{et} \quad \sum_{i=1}^n b_i x_i^m = 0. \quad (1.2)$$

Il est à noter que le nombre d'observation n doit être supérieur ou égal à l'ordre de la dérive m pour que le système soit solvable.

Alors que le krigeage 1D permet de trouver une relation entre x et $u(x)$ en connaissant une série de points (x_i, u_i) , le krigeage géométrique 3D utilisé ici permettra de trouver une relation entre les coordonnées 3D des points de contrôle de départ sur une vertèbre de référence (primitive anatomique) et des points de contrôle d'arrivée (points 3D reconstruits et/ou corrigés) sur la vertèbre correspondante du patient à modéliser.

La transformation de la primitive anatomique se fait en deux étapes:

- le calcul de la transformation géométrique 3D permettant de caler les points de contrôle de départ de la primitive anatomique sur les points de contrôle d'arrivée du patient;
- l'application de cette transformation géométrique 3D aux points du modèle surfacique ou du modèle nodal de la primitive anatomique.

Calcul de la transformation géométrique:

Soit $(P_{ca})_i = \begin{bmatrix} (x_{ca})_i \\ (y_{ca})_i \\ (z_{ca})_i \end{bmatrix}$ les points de contrôle d'arrivée du patient (fichier .CO3), $i = 1, \dots,$

n , où l'indice ca indique 'points de contrôle d'arrivée'.

Soit $(P_{cd})_j = \begin{bmatrix} (x_{cd})_j \\ (y_{cd})_j \\ (z_{cd})_j \end{bmatrix}$ les points de contrôle de départ sur la vertèbre de référence

(fichier .ORT), $j = 1, \dots, 23$, où l'indice cd indique 'points de contrôle de départ'.

Les n points de contrôle d'arrivée observés $(P_{ca})_i$ sont comparés avec les n points de contrôle de départ $(P_{cd})_j$ correspondants sur la vertèbre. Les équations permettant de calculer les coefficients a_i et b_j de la dérive et de la covariance sont les suivantes:

$$(x_{ca})_i = a_x((x_{cd})_i, (y_{cd})_i, (z_{cd})_i) + \sum_{j=1}^n b_{xj} K_x(h_{ij}) \quad (1.3)$$

$$(y_{ca})_i = a_y((x_{cd})_i, (y_{cd})_i, (z_{cd})_i) + \sum_{j=1}^n b_{yj} K_y(h_{ij}) \quad (1.4)$$

$$(z_{ca})_i = a_z((x_{cd})_i, (y_{cd})_i, (z_{cd})_i) + \sum_{j=1}^n b_{zj} K_z(h_{ij}) \quad (1.5)$$

où $a_x(x_i, y_i, z_i)$ est la dérive pour la transformation en x ,

$a_y(x_i, y_i, z_i)$ est la dérive pour la transformation en y ,

$a_z(x_i, y_i, z_i)$ est la dérive pour la transformation en z ,

les b_{xj} sont les coefficients de la covariance pour la transformation en x ,

les b_{yj} sont les coefficients de la covariance pour la transformation en y ,

les b_{zj} sont les coefficients de la covariance pour la transformation en z ,

$h_{ij} = \sqrt{\left((x_{cd})_i - (x_{cd})_j\right)^2 + \left((y_{cd})_i - (y_{cd})_j\right)^2 + \left((z_{cd})_i - (z_{cd})_j\right)^2}$ est la norme

euclidienne entre les points $(P_{cd})_i$ et $(P_{cd})_j$,

$K_x(h)$ est la covariance pour la transformation en x ,

$K_y(h)$ est la covariance pour la transformation en y ,

$K_z(h)$ est la covariance pour la transformation en z .

Pour une dérive constante,

$$a(x, y, z) = a_0. \quad (1.6)$$

Pour une dérive linéaire,

$$a(x, y, z) = a_0 + a_1x + a_2y + a_3z. \quad (1.7)$$

Pour une dérive quadratique,

$$a(x, y, z) = a_0 + a_1x + a_2y + a_3z + a_4x^2 + a_5xy + a_6xz + a_7y^2 + a_8yz + a_9z^2. \quad (1.8)$$

Pour une dérive cubique,

$$a(x, y, z) = a_0 + a_1x + a_2y + a_3z + a_4x^2 + a_5xy + a_6xz + a_7y^2 + a_8yz + a_9z^2 + a_{10}x^3 + a_{11}x^2y + a_{12}xy^2 + a_{13}xyz + a_{14}x^2z + a_{15}xz^2 + a_{16}y^3 + a_{17}y^2z + a_{18}yz^2 + a_{19}z^3. \quad (1.9)$$

Pour une covariance linéaire,

$$K(h) = h. \quad (1.10)$$

Pour une covariance cubique,

$$K(h) = h^3. \quad (1.11)$$

Pour une covariance logarithmique,

$$K(h) = h^2 \ln(h). \quad (1.12)$$

Tous les paramètres (coefficients de la dérive et de la covariance) ainsi que les points $(P_{cd})_i$ sont stockés dans un fichier .GEO. Présentement, la dérive et la covariance linéaires sont utilisées.

Application de la transformation géométrique:

La transformation est appliquée sur tous les points $(P_r)_i = \begin{bmatrix} (x_r)_i \\ (y_r)_i \\ (z_r)_i \end{bmatrix}$ de la vertèbre de

référence (modèle surfacique ou modèle nodal) pour obtenir les points $(P_m)_i = \begin{bmatrix} (x_m)_i \\ (y_m)_i \\ (z_m)_i \end{bmatrix}$

du modèle représentant la vertèbre de référence déformée selon la géométrie de celle du patient. Ainsi,

$$(x_m)_i = a_x((x_r)_i, (y_r)_i, (z_r)_i) + \sum_{j=1}^n b_{xj} K_x(h_{ij}) \quad (1.13)$$

$$(y_m)_i = a_y((x_r)_i, (y_r)_i, (z_r)_i) + \sum_{j=1}^n b_{yj} K_y(h_{ij}) \quad (1.14)$$

$$(z_m)_i = a_z((x_r)_i, (y_r)_i, (z_r)_i) + \sum_{j=1}^n b_{zj} K_z(h_{ij}) \quad (1.15)$$

où
$$h_{ij} = \sqrt{\left((x_r)_i - (x_{cd})_j\right)^2 + \left((y_r)_i - (y_{cd})_j\right)^2 + \left((z_r)_i - (z_{cd})_j\right)^2}.$$

1.3.3 Modélisation mécanique par éléments finis

Un modèle mécanique par éléments finis de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin, personnalisé à la géométrie du patient (à l'aide des techniques présentées aux sections précédentes), a été développé et raffiné par les efforts conjoints de chercheurs de l'École Polytechnique de Montréal (Aubin et coll., 1995b, 1995c) et de l'E.N.S.A.M. de Paris (Descrimes et coll., 1995). Dans ce modèle, les structures osseuses et cartilagineuses ainsi que les disques intervertébraux sont représentées par des poutres tridimensionnelles de différentes rigidités alors que les ligaments sont représentés par des ressorts, des câbles ou des poutres. Les facettes articulaires, quant à elles, sont modélisées par des

éléments de contact de type 'point sur surface' soutenus par des éléments coques. La figure 1.20 illustre trois vues du modèle mécanique utilisé pour une vertèbre.

Les propriétés mécaniques de tous ces éléments sont tirées de la littérature. Par contre, puisque les noeuds des éléments utilisés ont déjà été repérés sur les vertèbres de référence (modèle nodal), il est possible de venir appliquer la géométrie du patient sur le modèle par éléments finis: soit directement, en transformant géométriquement le modèle nodal de

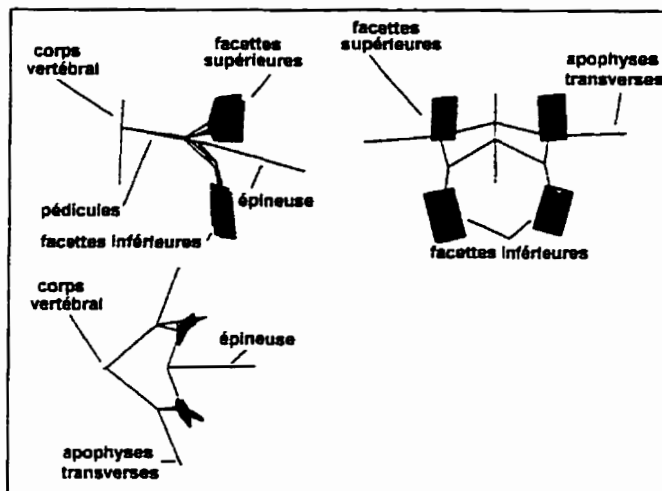


Figure 1.20: Modèle mécanique d'une vertèbre
(tiré de Describes et coll., 1995)

d'une paramétrisation géométrique consistant à mesurer des paramètres géométriques (voir figure 1.7) sur le modèle nodal transformé par la géométrie du patient et à les appliquer au modèle mécanique par élément finis. Peu importe l'approche utilisée, le modèle mécanique obtenu est personnalisé à la géométrie du patient mais les propriétés mécaniques sont uniformes pour tous les patients.

L'introduction directe de la géométrie du patient dans modèle mécanique permet d'utiliser le modèle pour simuler des traitements chirurgicaux (Cotrel-Dubousset, Harrington, etc.) ou orthopédiques (corsets, plâtres, etc.). D'autre part, l'utilisation des paramètres géométriques permet de faire varier n'importe quel paramètre et ainsi d'isoler son rôle mécanique.

Une étude de sensibilité a été réalisée sur ce modèle mécanique (Aubin, 1995). Des chargements de 5 Nm en flexion, extension, torsion et inflexion latérale ont été appliqués à la vertèbre supérieure de segments fonctionnels composés de 2 à 4 vertèbres, alors que la vertèbre inférieure était maintenue fixe. Les résultats de cette étude montrent que les paramètres géométriques les plus influents sur le modèle mécanique sont ceux associés

aux dimensions du corps vertébral (diamètres et hauteur), aux orientations des facettes articulaires, aux diamètres latéraux des pédicules et à la hauteur des facettes articulaires.

1.4 Techniques de transformation d'objets tridimensionnels

Le krigeage géométrique tridimensionnel, tel que formulé plus haut, est utilisé dans ce projet pour déformer un objet tridimensionnel représenté par un modèle surfacique composé de polygones. Toutefois, d'autres techniques mathématiques permettent d'accomplir une tâche semblable.

La plus simple consiste à appliquer des transformations affines (translations, rotation et facteurs d'échelle) sur chaque coordonnée de l'objet à déformer. Ces transformations ne permettent cependant pas de transformer radicalement la forme de l'objet.

Sederberg et Parry (1986) ont développé un outil de déformation libre de modèles géométriques solides. Appelée FFD (free-form deformation), cette technique permet de transformer un domaine dans $\mathcal{R}^3$ en une image dans $\mathcal{R}^3$ par un produit tensoriel de

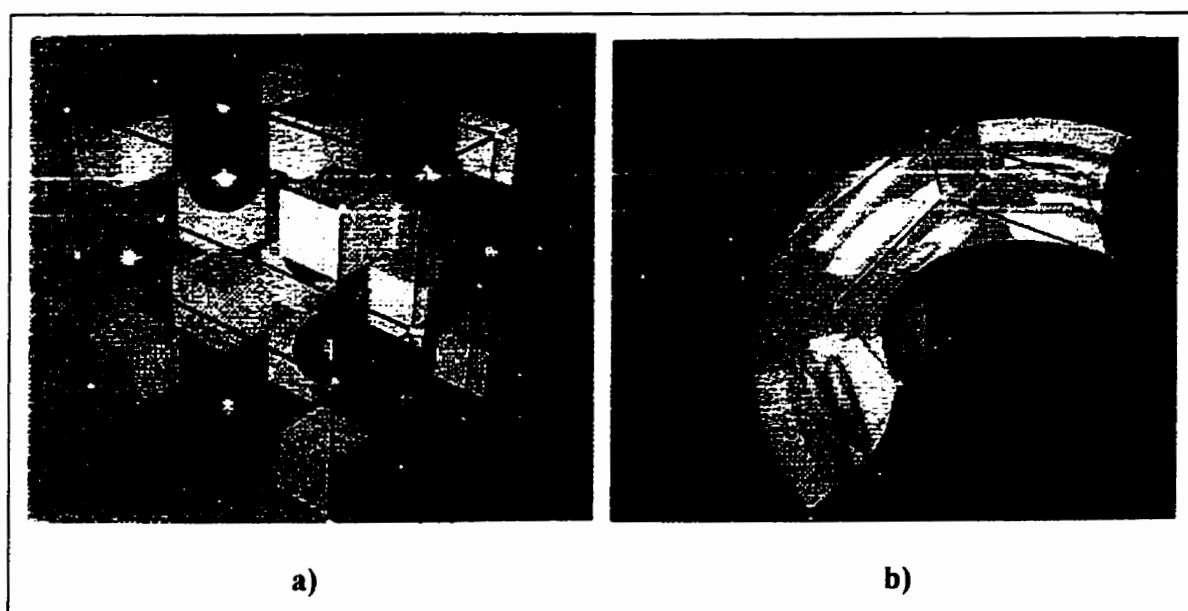


Figure 1.21: Exemple de l'utilisation de la technique de transformation d'objets tridimensionnels de Sederberg et Parry (tiré de Sederberg et Parry, 1986): a) avant déformation, b) après déformation

polynômes de Bernstein. Des points de contrôle de départ sont définis sur un quadrillage tridimensionnel englobant entièrement la géométrie de l'objet de départ (voir figure 1.21a). Ces points de contrôle sont déplacés et il est possible de calculer, pour chaque point de l'objet de départ, son correspondant associé à l'objet d'arrivée déformé (voir figure 1.21b). Cette technique peut s'appliquer à un solide délimité par n'importe quelle type de surface analytique: plans, surfaces paramétriques, surfaces définies implicitement, etc. Dans le cas de surfaces composées de polygones, la déformation conserve la connectivité des polygones. Cependant, Sederberg et Parry ne mentionnent que des cas où les points de contrôle de départ délimitent le domaine mathématique sur lequel cette fonction s'applique (l'image peut toutefois déborder du volume délimité par les points de contrôle d'arrivée). Ainsi, parmi la dizaine d'exemples d'applications exposées par les auteurs, les déformations ne sont appliquées qu'en interpolation et le comportement en extrapolation de cette technique semble inconnu. De plus, les points de contrôle de départ doivent se trouver sur un quadrillage orthogonal, rendant ainsi cette technique difficilement applicable à la problématique de la déformation géométrique des vertèbres.

Le krigeage géométrique 3D, tel qu'utilisé pour la modélisation des vertèbres, permet l'extrapolation et, bien que son comportement soit encore mal connu pour les points extérieur au volume délimité par les points de contrôle, celui-ci ne crée pas d'aberrations géométriques apparentes. De plus, il n'existe aucune restriction dans la formulation mathématique de cette technique sur la position des points de contrôle de départ ou d'arrivée.

Bien que la revue de la littérature n'ait pas fourni beaucoup d'autres références présentant des techniques de transformation d'objets tridimensionnels, d'autres techniques 'maison' ont probablement été développées dans ce sens. Par exemple, les techniques de modélisation par points de contrôle telles que Bézier, B-splines, NURBS, etc., permettent de modifier la géométrie d'un objet par la modification de la localisation de ses points de contrôle. Cependant, ces techniques utilisées dans un contexte de transformation et de positionnement d'objets tridimensionnels est très peu référée sinon absente dans les livres de référence ou dans la littérature.

CHAPITRE 2: MÉTHODOLOGIE

2.1 Objectifs et hypothèses

Étant donné les éléments problématiques mentionnés au chapitre précédent, ce projet a pour objectif d'étudier:

- la sensibilité de la modélisation géométrique des vertèbres aux erreurs de reconstruction sur les points de contrôle d'arrivée;
- l'effet du rajout de points de contrôle sur la qualité de la modélisation géométrique par krigeage des vertèbres normales et scoliotiques;
- l'effet du changement de profil de krigeage (dérive et covariance) dans la modélisation géométrique des vertèbres normales et scoliotiques.

Hypothèses:

- une erreur de reconstruction sur les points de contrôle d'une vertèbre n'affecterait que la géométrie avoisinante à cette perturbation;
- l'ajout de points de contrôle sur les éléments postérieurs améliorerait significativement la modélisation géométrique des vertèbres scoliotiques à cause des asymétries typiques à ce genre de vertèbres;
- une autre combinaison de dérive et de covariance que 'linéaire-linéaire' pourrait permettre d'obtenir une meilleure modélisation autant pour les vertèbres scoliotiques que normales.

2.2 Étude de sensibilité à la géométrie

Une première étude de sensibilité à la géométrie permettra d'évaluer l'influence des erreurs de reconstructions sur la modélisation géométrique des vertèbres par krigeage. Étant données les différences morphologiques entre les vertèbres, l'étude de sensibilité

sera réalisée sur une vertèbre dorsale et une vertèbre lombaire typiques, respectivement T8 et L3.

2.2.1 Approche méthodologique

L'approche utilisée pour cette étude de sensibilité à la géométrie de la modélisation du rachis est principalement basée sur la fermeture d'une boucle dans le processus de modélisation géométrique (voir figure 2.1). D'abord, les paramètres géométriques³ sont mesurés directement sur le modèle nodal de la vertèbre de référence (T8 et L3) et constituent le point de départ de la boucle créée pour cette étude de sensibilité. Puis, un paramètre géométrique est perturbé et un nouvel ensemble de paramètres géométriques est créé. Ces paramètres géométriques sont fournis à un programme (PARAM_TO_CO3, créé spécifiquement pour cette étude de sensibilité) qui recalcule la position des points de contrôle d'arrivée à partir des paramètres géométriques et les écrit dans un fichier .CO3. Ce programme permet donc de créer un modèle mathématique de la vertèbre qui n'a besoin comme entrée que de certaines valeurs mesurées sur la vertèbre.

Ensuite, le processus normal de modélisation géométrique s'applique:

- calcul de la transformation géométrique amenant les points de contrôle de départ de la vertèbre de référence sur les points de contrôle d'arrivée de la vertèbre à modéliser;
- application de cette transformation géométrique sur le modèle nodal de la vertèbre de référence.

Il est à noter que, à cause de la formulation mathématique de la technique de krigeage géométrique tridimensionnel, les repères anatomiques qui se retrouvent à la fois parmi les points de contrôle d'arrivée et parmi les noeuds du modèle nodal auront les mêmes

³ Tout au long de ce chapitre, les "paramètres géométriques" sont ceux utilisés pour obtenir le modèle mécanique par éléments finis et illustrés à la figure 1.7.

coordonnées à ces deux étapes de la modélisation géométrique (points de contrôle d'arrivée, modèle nodal personnalisé).

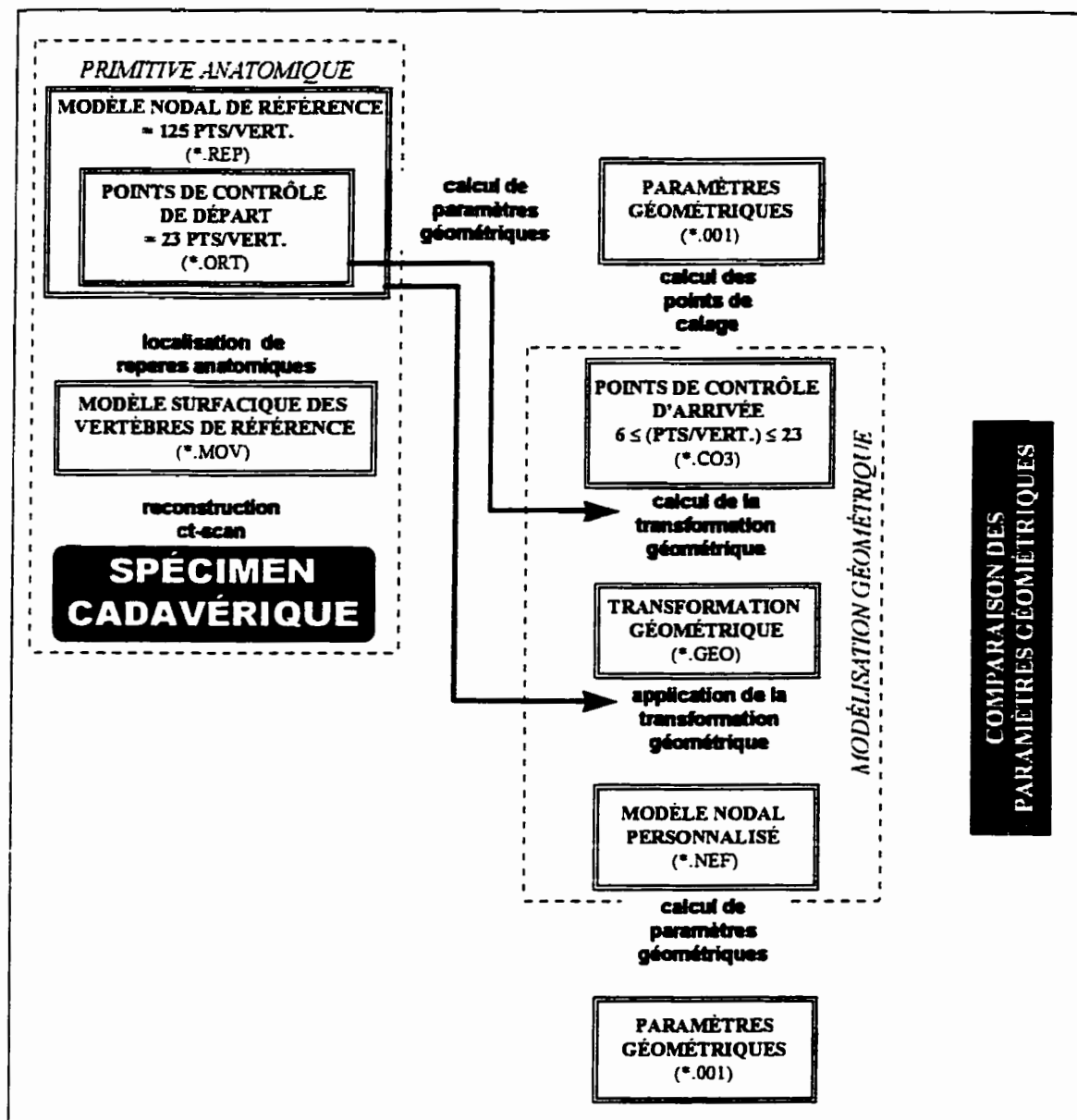


Figure 2.1: Approche de l'étude de la sensibilité de la modélisation géométrique à la géométrie des vertèbres

Sur le modèle nodal personnalisé, les paramètres géométriques sont à nouveau mesurés. La comparaison des paramètres géométriques à l'entrée et à la sortie (avant et après la

modélisation géométrique) permettra de connaître l'erreur de modélisation sur chaque paramètre.

Cette approche offre l'avantage d'être tout à fait indépendante du système de coordonnées car les paramètres sont soit des mesures de distances ou d'angles sur la vertèbre, soit des coordonnées exprimées dans le système de coordonnées local de la vertèbre (défini à la fin de la section 1.1.4).

2.2.2 Protocole de simulations

2.2.2.1 Nombre de points de contrôle

Rappelons d'abord que les fichiers de points de contrôle d'arrivée contiennent normalement 23 points alors que, d'une manière générale, seulement 6 points ont été numérisés et reconstruits sur chaque vertèbre. En effet, dans le processus normal de modélisation géométrique, les 6 points reconstruits en trois dimensions par radiographies multi-vues passent dans un module de correction qui, en plus de lisser la position des vertèbres dans un système de coordonnées global (pour la configuration stéréoradiographique PA-0°-PA-20°), va chercher sur les vertèbres de référence certains points qu'il rajoute, après transformation (facteurs d'échelle en x , y et z), aux 6 points reconstruits. Ces points ajoutés sont donc extrapolés à partir de la géométrie de la vertèbre de référence et leurs coordonnées sont donc en théorie moins précises que celles des points numérisés et reconstruits. Les 23 points "corrigés" (points de contrôle d'arrivée), sont ensuite comparés aux points de contrôle de départ sur la vertèbre de référence pour calculer une transformation par krigeage sur toute la vertèbre.

D'autre part, des travaux parallèles à celui-ci (Trépanier, 1993; Roy, 1994) ont étudié la possibilité de numériser sur les radiographies d'autres points en plus des 6 déjà numérisés. Ces travaux concluaient que les points les plus susceptibles d'être ajoutés aux 6 points déjà numérisés, c.-à-d. les plus visibles et donnant la meilleure reconstruction, étaient l'extrémité de l'apophyse épineuse, les points sur le contour des plateaux supérieur et

inférieur du corps vertébral et les extrémités des apophyses transverses.

Par conséquent, si l'on veut vraiment connaître l'influence du nombre de points numérisés sur la précision de la transformation par krigeage, il ne faut donc inclure dans le fichier des points de contrôle d'arrivée que les points désirés (voir tableau 2.1). Le protocole de validation a été appliqué en commençant par étudier le comportement de la modélisation géométrique avec les **6 points** de base (*Ped_Inf_D*, *Ped_Inf_G*, *Ped_Sup_D*, *Ped_Sup_G*, *Plat_Inf_Cent*, *Plat_Sup_cent*)⁴. Puis, des points ont été ajoutés sur les éléments postérieurs (voir figure 1.19). Ainsi, l'apophyse épineuse (*Apo_Epin_Post*) a été ajoutée donnant **7 points** de contrôle. Ensuite, les apophyses transverses

Tableau 2.1: Combinaisons de points de contrôle.

RÉGION ANATOMIQUE	PTS DE CTRL	6 PTS	7 PTS	9 PTS	13 PTS	16 PTS	23 PTS
Pédicules	<i>Ped_Inf_D</i>	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	<i>Ped_Inf_G</i>	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	<i>Ped_Sup_D</i>	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	<i>Ped_Sup_G</i>	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Corps vertébral	<i>Plat_Cent_Ant</i>					✓	✓
	<i>Plat_Cent_Cent</i>					✓	✓
	<i>Plat_Cent_D</i>					✓	✓
	<i>Plat_Cent_G</i>					✓	✓
	<i>Plat_Inf_Ant</i>					✓	✓
	<i>Plat_Inf_Cent</i>	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	<i>Plat_Inf_D</i>					✓	✓
	<i>Plat_Inf_G</i>					✓	✓
	<i>Plat_Sup_Ant</i>					✓	✓
	<i>Plat_Sup_Cent</i>	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	<i>Plat_Sup_D</i>					✓	✓
	<i>Plat_Sup_G</i>					✓	✓
Apophyse épineuse	<i>Apo_Epi_Post</i>		✓	✓	✓		✓
Apophyses transverses	<i>Apo_Tr_D</i>			✓	✓		✓
	<i>Apo_Tr_G</i>			✓	✓		✓
Facettes articulaires	<i>Fac_Art_Inf_D</i>				✓		✓
	<i>Fac_Art_Inf_G</i>				✓		✓
	<i>Fac_Art_Sup_D</i>				✓		✓
	<i>Fac_Art_Sup_G</i>				✓		✓

⁴ Les abréviations des points sont listées au tableau 1.2.

(*Apo_Trans_D*, *Apo_Trans_G*) ont été incluses (**9 points**). Puis, les facettes articulaires (*Fac_Art_Inf_D*, *Fac_Art_Inf_G*, *Fac_Art_Sup_D*, *Fac_Art_Sup_G*) ont été greffées formant ainsi **13 points**. Jusqu'à présent, les points de contrôle ont été ajoutés sur les éléments postérieurs uniquement. Afin d'étudier l'effet de l'ajout de points de contrôle sur les éléments antérieurs, **16 points** de contrôle ont été utilisés en ajoutant aux 6 points de base les 10 points situés sur le contour du corps vertébral (*Plat_Cent_Ant*, *Plat_Cent_Cent*, *Plat_Cent_D*, *Plat_Cent_G*, *Plat_Inf_Ant*, *Plat_Inf_D*, *Plat_Inf_G*, *Plat_Sup_Ant*, *Plat_Sup_D*, *Plat_Sup_G*). Enfin, la dernière batterie de tests a utilisé les **23 points**, c'est-à-dire la configuration habituellement retrouvée dans un fichier .CO3 sortant du module de correction.

2.2.2.2 Paramètres dépendants et indépendants

Pour chaque cas de nombre de points, il existe deux types de paramètres géométriques:

- les paramètres dits 'indépendants' qui correspondent à des mesures prises sur les points de contrôle (par exemple, si les centres des plateaux supérieur et inférieur du corps vertébral sont des points de contrôle, alors la hauteur du corps vertébral, mesurée par la distance entre ces deux points, est un paramètre indépendant);
- les paramètres dits 'dépendants' qui correspondent à des mesures prises sur des points qui ne sont pas des points de contrôle (ces paramètres sont donc mesurés sur des points interpolés ou extrapolés par le krigeage).

Il s'agit donc d'évaluer l'influence de la modification d'un paramètre indépendant sur chacun des autres paramètres dépendants, et cela pour chaque paramètre indépendant. Évidemment, plus il y a de points de contrôle, plus il y a de paramètres indépendants aux dépends des paramètres dépendants (voir tableau 2.2).

Tableau 2.2: Paramètres indépendants et dépendants en fonction du nombre de points de contrôle.

PARAMETRES	6 pts	7 pts	9 pts	13 pts	16 pts	23 pts
CORPS VERTEBRAL						
acv	dép.	dép.	dép.	dép.	indép.	indép.
bcv	dép.	dép.	dép.	dép.	indép.	indép.
hauteur cv	indép.	indép.	indép.	indép.	indép.	indép.
PEDICULES						
alpha ped g	indép.	indép.	indép.	indép.	indép.	indép.
alpha ped d	indép.	indép.	indép.	indép.	indép.	indép.
Dped g	indép.	indép.	indép.	indép.	indép.	indép.
Dped d	indép.	indép.	indép.	indép.	indép.	indép.
Hped g	indép.	indép.	indép.	indép.	indép.	indép.
Hped d	indép.	indép.	indép.	indép.	indép.	indép.
Bped g	dép.	dép.	dép.	dép.	dép.	dép.
Bped d	dép.	dép.	dép.	dép.	dép.	dép.
Aped g	indép.	indép.	indép.	indép.	indép.	indép.
Aped d	indép.	indép.	indép.	indép.	indép.	indép.
APOPHYSE EPINEUSE						
X base epi	dép.	dép.	dép.	dép.	dép.	dép.
Y base epi	dép.	dép.	dép.	dép.	dép.	dép.
Z base epi	dép.	dép.	dép.	dép.	dép.	dép.
alpha epi	dép.	indép.	indép.	indép.	dép.	indép.
beta epi	dép.	indép.	indép.	indép.	dép.	indép.
d epi	dép.	indép.	indép.	indép.	dép.	indép.
APOPHYSES TRANSVERSES						
X apo tr G	dép.	dép.	indép.	indép.	dép.	indép.
Y apo tr G	dép.	dép.	indép.	indép.	dép.	indép.
Z apo tr G	dép.	dép.	indép.	indép.	dép.	indép.
X apo tr D	dép.	dép.	indép.	indép.	dép.	indép.
Y apo tr D	dép.	dép.	indép.	indép.	dép.	indép.
Z apo tr D	dép.	dép.	indép.	indép.	dép.	indép.
FACETTES ARTICULAIRES						
faid X	dép.	dép.	dép.	indép.	dép.	indép.
faid Y	dép.	dép.	dép.	indép.	dép.	indép.
faid Z	dép.	dép.	dép.	indép.	dép.	indép.
faig X	dép.	dép.	dép.	indép.	dép.	indép.
faig Y	dép.	dép.	dép.	indép.	dép.	indép.
faig Z	dép.	dép.	dép.	indép.	dép.	indép.
fasd X	dép.	dép.	dép.	indép.	dép.	indép.
fasd Y	dép.	dép.	dép.	indép.	dép.	indép.
fasd Z	dép.	dép.	dép.	indép.	dép.	indép.
fasg X	dép.	dép.	dép.	indép.	dép.	indép.
fasg Y	dép.	dép.	dép.	indép.	dép.	indép.
fasg Z	dép.	dép.	dép.	indép.	dép.	indép.

Il est à noter que les seuls paramètres considérés pour les facettes articulaires sont les coordonnées de l'extrémité de chaque facette. Cette omission volontaire des autres paramètres des facettes est basée sur l'hypothèse que, d'une modélisation à l'autre, les facettes seront modélisées soit comme des plans, soit comme des cylindres, soit comme des sphères, ce qui implique des paramètres différents pour les décrire (voir figure 1.8) et rend plus difficile la comparaison.

2.2.2.3 Modifications

Les modifications qui seront appliquées aux paramètres indépendants sont au nombre de 12 et incluent des déplacements d'amplitudes différentes (-5, -3, -1, 1, 3 et 5 mm) et dans les trois directions orthogonales séparément du (ou des) point(s) correspondant(s). Le nombre de modifications possibles pour une combinaison de points dépend du nombre de paramètres indépendants (voir tableau 2.3).

Tableau 2.3: Liste des modifications

MODIFICATION	6 PTS	7 PTS	9 PTS	13 PTS	16 PTS	23 PTS
1. modification du pédicule droit	✓	✓	✓	✓	✓	✓
2. modification du pédicule gauche	✓	✓	✓	✓	✓	✓
3. modification de la hauteur du corps vertébral	✓	✓	✓	✓	✓	✓
4. modification de l'apophyse épineuse		✓	✓	✓		✓
5. modification de l'apophyse transverse droite			✓	✓		✓
6. modification de l'apophyse transverse gauche			✓	✓		✓
7. modification de la facette articulaire supérieure droite				✓		✓
8. modification de la facette articulaire supérieure gauche				✓		✓
9. modification de la facette articulaire inférieure droite				✓		✓
10. modification de la facette articulaire inférieure gauche				✓		✓
11. modification du diamètre latéral du corps vertébral					✓	✓
12. modification du diamètre antéro-postérieur du corps vertébral					✓	✓

2.3 Étude de sensibilité au profil de krigeage

L'étude de sensibilité au profil de krigeage consiste à évaluer l'effet de la modification des paramètres intrinsèques de la modélisation géométrique par krigeage, soit le nombre de points de contrôle, la dérive et la covariance, sur la qualité de la modélisation obtenue. La combinaison de cette étude avec l'étude de sensibilité à la géométrie permettra de

mieux évaluer l'effet de l'ajout de points de contrôle et, pour chaque cas, le meilleur profil de krigeage. Dans cette étude, la modélisation géométrique sera mise en correspondance avec le modèle mécanique permettant ainsi d'évaluer la modélisation qui fournira la géométrie la mieux adaptée au modèle mécanique.

2.3.1 Approche méthodologique

Contrairement à l'étude de sensibilité à la géométrie, l'étude de sensibilité au profil de krigeage sera effectuée avec des vertèbres réelles autres que celles du rachis de référence de la modélisation. En effet, dans ce cas-ci, il s'agit d'évaluer à quel point la primitive anatomique, transformée pour épouser la forme des points de calage, est une bonne représentation d'une vertèbre réelle. Tout le problème consiste donc à comparer la vertèbre modélisée à la vertèbre réelle. Plus les différences seront petites entre les deux, meilleure sera la modélisation.

L'approche méthodologique utilisée ici comporte deux volets: la **comparaison paramétrique** et la **comparaison volumique**. La comparaison paramétrique consiste essentiellement à comparer en bloc les paramètres géométriques mesurés sur chaque vertèbre. Chaque paramètre est pondéré selon l'effet, sur le modèle mécanique par éléments finis, d'une erreur sur ce paramètre. La comparaison volumique procède plutôt par comparaison voxel⁵ par voxel des espaces respectifs occupés par chaque vertèbre. Alors que la comparaison paramétrique est une combinaison d'évaluations locales de la qualité du modèle, la comparaison volumique évalue cette qualité de façon globale, sans distinguer les effets sur les différentes régions anatomiques de la vertèbre et l'importance de leur rôle respectif.

⁵ Un voxel est l'équivalent tridimensionnel d'un pixel ('picture element') qui représente un élément carré uniforme d'une image informatisée. Un voxel est donc un petit élément de volume ayant une position dans une matrice tridimensionnelle de partition de l'espace et ayant une valeur: 1 si l'espace est occupé par l'objet, 0 si l'espace est vide.

2.3.1.1 Comparaison paramétrique

La figure 2.2 représente l'approche de la comparaison paramétrique. Une vertèbre réelle quelconque (spécimen sec) à modéliser, après avoir été reconstruite par tomographie axiale sériée, se présente sous la forme d'un modèle surfacique tridimensionnel (sommets et polygones dans l'espace) contenu dans un fichier de format MOVIE.BYU (.MOV). Ce modèle surfacique sera ici appelé tout simplement 'vertèbre réelle', malgré la précision de ± 1 mm de la reconstruction par tomographie axiale sériée (voir section 1.3.2.1). À l'aide d'un logiciel de visualisation, les repères anatomiques inclus dans le modèle nodal sont localisés de façon interactive sur le modèle surfacique, de la même façon que les points du modèle nodal de chaque vertèbre de référence ont été obtenus (voir section 1.3.2.2). Les paramètres géométriques de la vertèbre réelle sont ensuite calculés directement à partir des points de ce modèle nodal. En théorie, ces paramètres devraient correspondre à la géométrie réelle de la vertèbre avec une précision d'environ ± 2 mm, en tenant compte de la précision de ± 1 mm de la reconstruction par tomographie axiale sériée et en estimant celle de l'utilisateur à ± 1 mm pour la localisation des repères anatomiques du modèle nodal.

D'autre part, les mêmes combinaisons de points de contrôle que pour l'étude de sensibilité à la géométrie seront utilisés, à savoir 6, 7, 9, 13, 16 et 23 points (voir tableau 2.1). Ces points de contrôle sont extraits du modèle nodal de la vertèbre réelle. À partir de ces points, la transformation géométrique est calculée, en comparant les points de contrôle de départ de la vertèbre de référence aux points de contrôle d'arrivée de la vertèbre réelle, et est appliquée au modèle nodal de la vertèbre de référence pour obtenir un modèle nodal personnalisé. Les paramètres géométriques sont ensuite mesurés directement sur ce modèle nodal.

La comparaison des paramètres mesurés sur la vertèbre réelle avec ceux mesurés sur la vertèbre modélisée permettra d'évaluer la qualité de la modélisation.

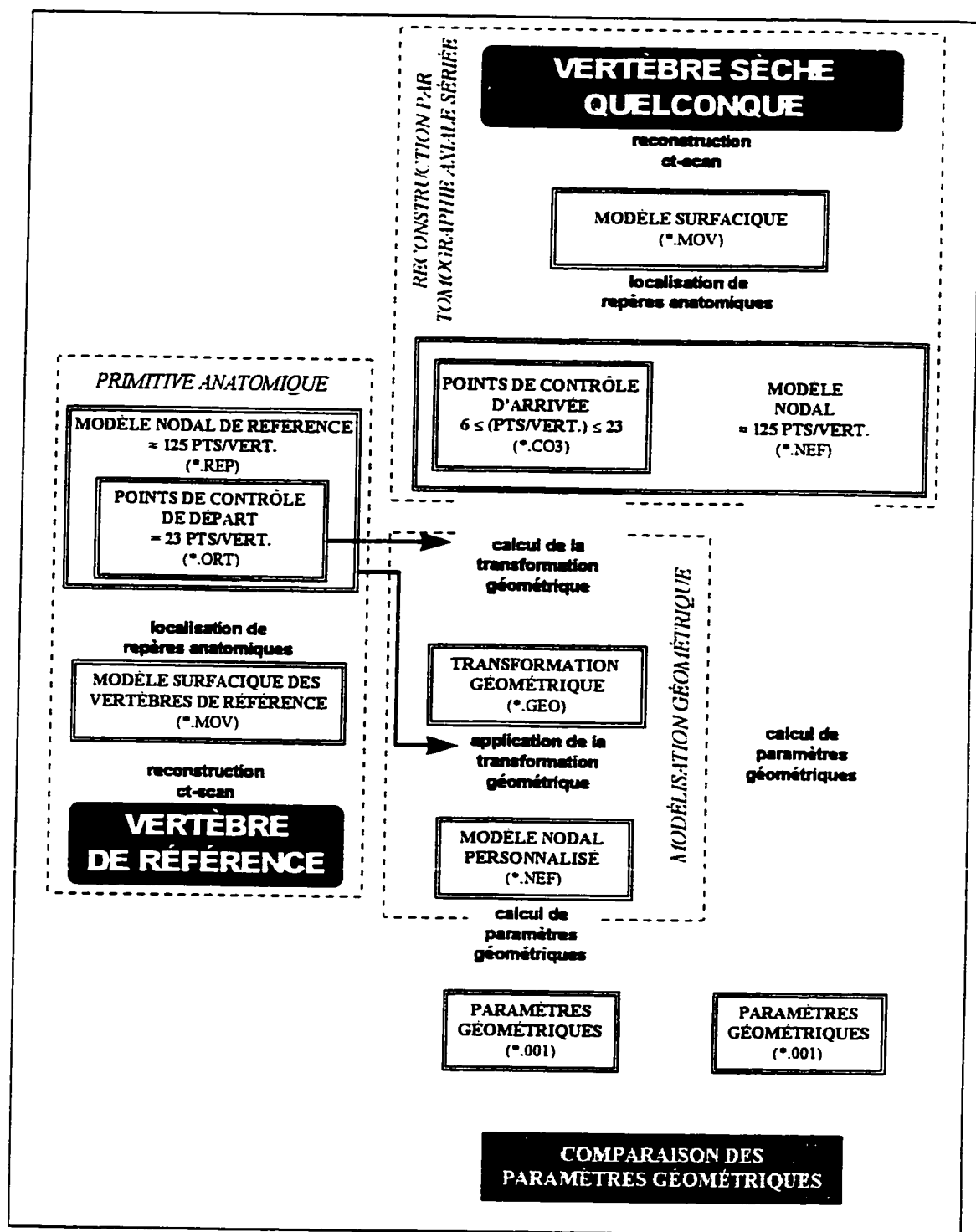


Figure 2.2: Approche de comparaison paramétrique des vertèbres réelle et modélisée

2.3.1.2 Comparaison volumique

Le critère volumique est basé sur la comparaison de la vertèbre modélisée à la vertèbre réelle sous forme de volumes. Les modèles surfaciques doivent donc être transformés en modèles volumiques pour permettre la comparaison par opérateur logique.

La figure 2.3 représente l'approche de la comparaison des vertèbres sous forme volumique. La vertèbre réelle à modéliser se présente sous la même forme que pour la comparaison paramétrique: un modèle surfacique reconstruit par tomographie axiale sériée contenu dans un fichier de format MOVIE.BYU (.MOV). À l'aide d'un logiciel de visualisation, les points de contrôle d'arrivée sont localisés de façon interactive sur le modèle surfacique, de la même façon que les points de contrôle de départ de chaque vertèbre de référence ont été obtenus. À partir de ces points, la transformation géométrique est calculée, en comparant les points de contrôle de départ de la vertèbre de référence aux points de contrôle d'arrivée de la vertèbre réelle, et est appliquée au modèle surfacique de la vertèbre de référence pour obtenir un modèle surfacique personnalisé.

Les deux modèles surfaciques (celui de la 'vertèbre réelle', obtenu par reconstruction tomographique, et celui de la vertèbre modélisée, obtenu par transformation géométrique 3D de la vertèbre de référence) sont très difficile à comparer de façon volumique. Ils sont donc tous deux transformés en modèles volumiques par l'intermédiaire du programme MOV_TO_VOX (voir section 2.3.4.1), créé à cette fin. Le résultat est un fichier de type VOXEL (.VOX), c.-à-d. une matrice cubique de voxels. La dimension de ces voxels est déterminée par certaines contraintes dont la mémoire disponible, l'optimisation de l'utilisation de la mémoire dans le code source du programme et la grosseur de la vertèbre. Plus les voxels sont petits, plus la modélisation volumique sera précise mais utilisera de ressources informatiques importantes.

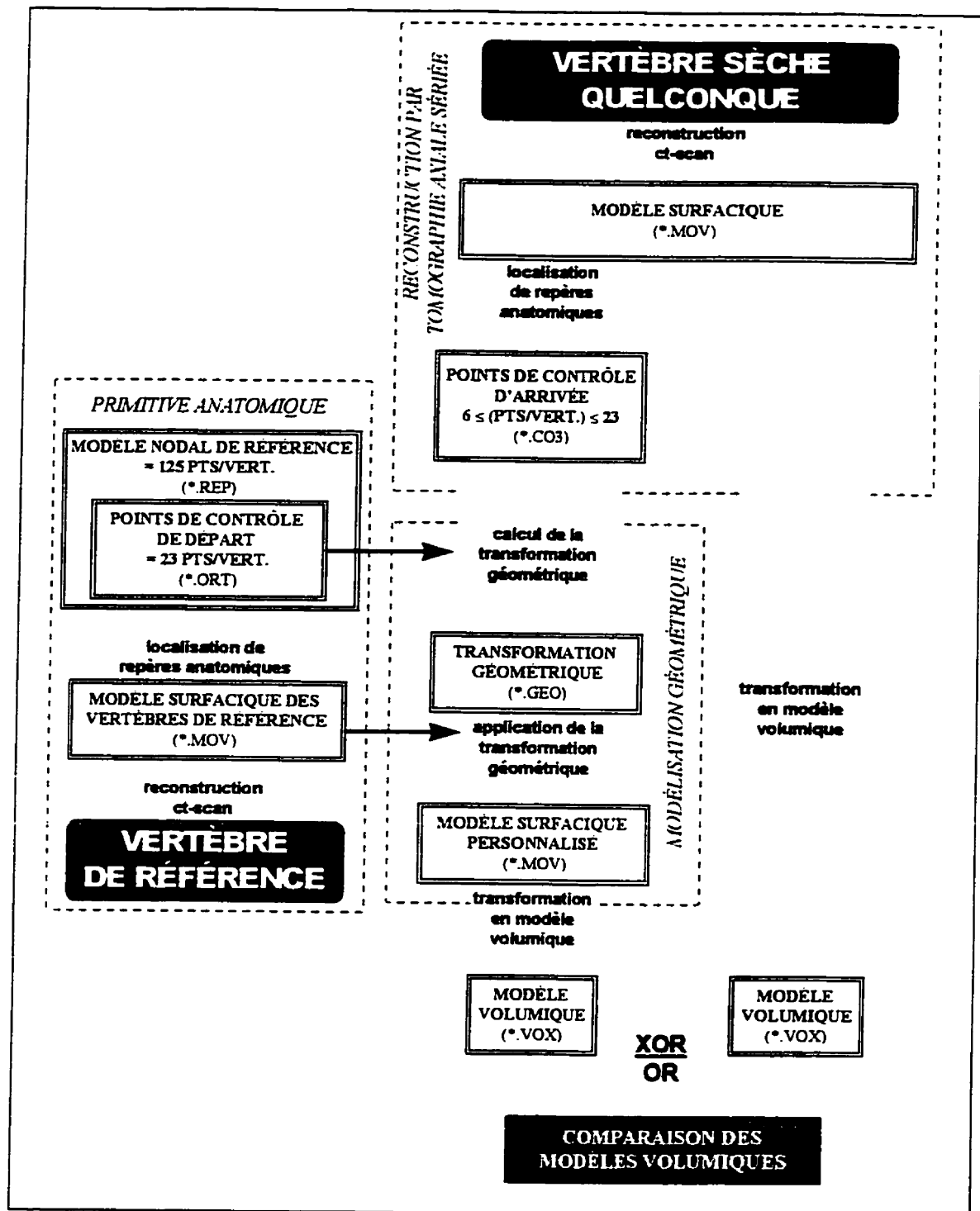


Figure 2.3: Approche de comparaison volumique des vertèbres réelle et modélisée

Ces deux fichiers .VOX (l'un pour la vertèbre réelle et l'autre pour la vertèbre modélisée) sont comparés l'un à l'autre par le programme VOX_COMP. Ce programme, créé spécifiquement pour cette application, compare voxel par voxel les deux matrices et calcule, en voxels, plusieurs indices: les volumes respectifs de chaque vertèbre et les opérations logiques AND, OR et XOR appliquées entre les deux modèles volumiques de vertèbres.

2.3.2 Tests effectués

2.3.2.1 Vertèbres testées

Étant donné les différences morphologiques entre les vertèbres lombaires et les vertèbres dorsales, il est possible que cette étude de sensibilité au profil de krigeage produise des conclusions différentes pour ces deux types de vertèbres. Par conséquent, les tests ont été réalisés sur une vertèbre dorsale typique et une vertèbre lombaire typique normales. L'utilisation d'une vertèbre T8, provenant d'une colonne vertébrale sèche reconstruite par Choinière (1994), et d'une vertèbre L3, provenant d'un mannequin radiologique⁶, permettra également de faire le lien entre cette étude de sensibilité au profil de krigeage et l'étude de sensibilité à la géométrie qui l'a précédé.

De plus, étant donné que les modélisations géométriques sont plutôt effectuées sur des patients atteints de scoliose et donc aux vertèbres difformes, ces tests ont été répétés sur des vertèbres scoliotiques (dorsale et lombaire typiques) dont les données ont été obtenues de reconstructions par tomographie axiale sériée de spécimens scoliotiques secs effectuées par Champlain Landry lors de son séjour de l'hiver 1996 à l'ENSAM de Paris. Le seul rachis scoliotique disponible avait une courbure idiopathique de type thoracique-

⁶ Il a été impossible d'utiliser la vertèbre L3 provenant de la même colonne que la T8 car un problème de décalage des plans de coupes tomographiques a entraîné un cisaillement transversal dans la reconstruction des vertèbres L3, L4 et L5 de cette colonne. Il a donc fallu utiliser la reconstruction d'une vertèbre L3 provenant d'un mannequin radiologique. Cette reconstruction, mentionnons-le, est moins précise que celle de la colonne reconstruite par Choinière (1994).

droite-lombaire-gauche avec un angle de Cobb de 80° et des vertèbres apicales aux niveaux T6 et L2. Même si ces vertèbres ne correspondent pas nécessairement aux mêmes niveaux anatomiques que les vertèbres saines testées, elles appartiennent à la même catégorie de vertèbres dorsale et lombaire typiques et leurs morphologies respectives sont suffisamment semblables à celles de T8 et L3 pour pouvoir comparer les résultats obtenus à l'aide des tests effectués sur les vertèbres T6 et L2 scoliotiques à ceux obtenus à l'aide des tests effectués sur les vertèbres T8 et L3 saines. Évidemment, les vertèbres T6 et L2 sont modélisées en transformant les vertèbres T6 et L2 de référence.

2.3.2.2 Nombre de points de contrôle et profils de krigeage

Les mêmes combinaisons de points de contrôle que dans l'étude de sensibilité à la géométrie de la modélisation géométrique sont utilisées (voir tableau 2.1), à savoir 6, 7, 9, 13, 16 et 23 points.

Outre le nombre de points de contrôle, il est aussi possible de faire varier deux autres paramètres: la dérive et la covariance. La librairie de krigeage du programme de calcul de la transformation géométrique (GEOM) permet d'utiliser 4 types de dérive (constante, linéaire, quadratique et cubique) et 3 types de covariance (linéaire, cubique et logarithmique).

Toutes les combinaisons possibles de dérives, covariances et points de contrôle ont été testées à quelques exceptions près (voir tableau 2.4). En effet, les équations de

Tableau 2.4: Combinaisons des points de contrôle et des profils de krigeage

Points de contrôle	dérive constante	dérive linéaire	dérive quadratique	dérive cubique
6 points	✓	✓		
7 points	✓	✓		
9 points	✓	✓		
13 points	✓	✓	✓	
16 points	✓	✓	✓	
23 points	✓	✓	✓	✓

krigeage (section 1.3.2.4) montrent que l'expression d'une dérive quadratique 3D (équation 1.6) contient 10 inconnues et nécessite 10 équations, donc 10 points de contrôle, pour être déterminées. De la même façon, lorsqu'une dérive cubique (équation

1.7) est utilisée, il faut au moins 20 points de contrôle. Par contre, aucune restriction ne s'applique sur la covariance. Chaque dérive est donc combinée avec les trois types de covariance, donnant ainsi un total de 48 profils de krigeage testés.

2.3.3 Critère paramétrique

2.3.3.1 Comparaison des paramètres géométriques

Pour évaluer par comparaison paramétrique la qualité d'une modélisation, la différence en valeur absolue entre les paramètres géométriques mesurés sur la vertèbre modélisée et ceux mesurés sur la vertèbre réelle est calculée. Pour chaque paramètre, il est donc possible d'obtenir une évaluation de l'erreur de modélisation sur ce paramètre ou 'erreur paramétrique'. Il est ainsi possible de comparer les erreurs de modélisation d'un même paramètre pour chaque modélisation sous forme absolue (en mm ou en degrés). La meilleure modélisation sera celle qui minimisera ces erreurs paramétriques. Cependant, les résultats démontrent que les erreurs paramétriques ne sont pas toujours minimales à la même modélisation, tout dépendant du paramètre choisi.

Un exemple fictif permettra de mieux illustrer ce qu'il faut entendre par erreur paramétrique. Au tableau 2.5, le paramètre A est le mieux modélisé par le modèle 3 ($\Delta \text{ abs.} = 0,1$), le paramètre B, par le modèle 1 ($\Delta \text{ abs.} = 0,4$) et le paramètre C, par le modèle 2 ($\Delta \text{ abs.} = 0,2$). Dans ce cas hypothétique, il est impossible de choisir le meilleur modèle à partir du critère des erreurs paramétriques minimales. Une méthode est donc développée pour tenir compte de toutes les erreurs paramétriques à la fois en utilisant une évaluation de l'influence de chaque erreur paramétrique dans le modèle mécanique par éléments finis de la colonne vertébrale aux niveaux anatomiques considérés. Cette méthode sera présentée à la section suivante.

Tableau 2.5: Exemple de comparaison des erreurs paramétriques

paramètre	réel	modèle 1		modèle 2		modèle 3	
	valeur	valeur	Δ abs.	valeur	Δ abs.	valeur	Δ abs.
A	5,6	5,9	0,3	5,4	0,2	5,5	0,1
B	18,9	18,5	0,4	19,6	0,7	19,9	1,0
C	3,2	2,8	0,4	3,4	0,2	2,7	0,5

2.3.3.2 Utilisation des résultats de l'étude de sensibilité du modèle mécanique

Tel que mentionné à la section 1.3.3, Aubin (1995) a réalisé une étude de sensibilité sur le modèle mécanique de la colonne vertébrale. Dans cette étude, quatre chargements mécaniques de 5 Nm (en flexion, extension, inclinaison et torsion) ont été simulés sur différents segments de colonne (composés de 2 à 4 vertèbres, selon le cas). La position résultante de l'extrémité supérieure du segment due à ce chargement, en bloquant tous les degrés de liberté de la vertèbre inférieure du segment, a été calculée par éléments finis. Puis, les paramètres géométriques ont été modifiés successivement et individuellement selon différentes amplitudes, pour simuler une erreur de modélisation géométrique, et à nouveau la position résultante a été calculée. La différence entre les deux positions résultantes a été évaluée sous la forme d'une différence de rotations principales⁷ ($\Delta\theta_p$) exprimée en degrés. Pour les fins du présent projet, la **moyenne** ou le **maximum** des $\Delta\theta_p$ pour les 4 types de chargements testés constituent des indices ($\Delta\theta_p$ global) permettant de quantifier l'influence générale d'une erreur paramétrique sur le modèle mécanique.

Il peut être discutable d'utiliser ici la **moyenne** des effets pour les quatre types de chargement: en effet, un paramètre peut avoir beaucoup d'influence dans un type de chargement et un effet presque négligeable dans un autre. Cependant, rien ne permet

⁷ La rotation principale est la rotation de l'objet mesurée dans la même direction que la charge. « Pour la simulation d'inclinaison latérale, la rotation principale est la rotation en X (R_x) dans le repère global. Pour la simulation de torsion, la rotation principale est la rotation en Z (R_z) dans le repère global. Pour les simulations d'extension et de flexion, les rotations principales sont les rotations en Y (R_y) dans le repère global. » (Legault, 1995)

priori de privilégier un type de chargement plutôt qu'un autre dans le modèle mécanique. Il aurait aussi été possible d'utiliser le $\Delta\theta_p$ **maximal** mais, dans ce cas, un paramètre ayant de l'influence avec un seul type de chargement pourrait être considéré plus influent qu'un paramètre ayant de l'influence avec tous les types de chargements. Il a donc été décidé d'utiliser comme hypothèse la moyenne des $\Delta\theta_p$ lorsque la distribution n'est pas trop dispersée (écart type inférieur ou égal à la moyenne) et donc qu'elle représente bien le phénomène moyen. D'autre part, le maximum des $\Delta\theta_p$ sera utilisé lorsque la distribution est trop dispersée (écart type supérieur à la moyenne), c.-à-d. une distribution pour laquelle certaines charges provoquent des $\Delta\theta_p$ moyens négligeables ayant un effet de dilution sur la moyenne.

Le tableau 2.6 illustre la façon dont l'influence d'un paramètre géométrique est évaluée à partir des résultats de l'étude de sensibilité du modèle mécanique. La moyenne, l'écart type et le maximum des $\Delta\theta_p$ selon les quatre types de chargements pour la modification d'un paramètre donné sont calculés et ce, pour chaque paramètre. Dans le cas du paramètre A, le maximum ($8,3^\circ$) est retenu car l'écart type ($3,34^\circ$) est supérieur à la moyenne ($3,15^\circ$). Pour les deux autres paramètres, la moyenne est retenue. Donc le $(\Delta\theta_{PG})_A$ vaut $8,3$, $(\Delta\theta_{PG})_B$ vaut $0,83$ et $(\Delta\theta_{PG})_C$ vaut $0,60$. Ainsi, ces $\Delta\theta_p$ globaux ($\Delta\theta_{PG}$) fournissent une évaluation de l'effet de chaque erreur de modélisation pour un paramètre géométrique sur le modèle mécanique. Dans cet exemple, une erreur sur le paramètre A aura beaucoup d'influence sur le modèle mécanique comparativement aux erreurs sur les paramètres B et C.

Tableau 2.6: Exemple du calcul de l'influence d'un paramètre géométrique dans le modèle mécanique

PARAMÈTRE MODIFIÉ	$\Delta\theta_p$ (DEGRÉS)				$\Delta\theta_{PG}$ (DEGRÉS)		
	flexion	extension	inclinaison	torsion	moyenne	écart type	maximum
A+2mm	0,2	0,2	8,3	3,9	3,15	3,34	8,3
B+5mm	1,7	0,2	0,9	0,5	0,83	0,56	1,7
C+1mm	0,7	0,1	0,4	1,2	0,60	0,41	1,2

Les $\Delta\theta_{PG}$ pour tous les paramètres géométriques testés sont présentés au tableau C.2 de l'annexe C.

2.3.3.3 Calcul du critère paramétrique

Sachant que le modèle géométrique a entre autres pour but d'être à la base de la géométrie du modèle mécanique, il est raisonnable de penser qu'il est plus important d'obtenir une bonne précision sur les paramètres les plus influents dans le modèle mécanique. En ce sens, il est possible de calculer, par une règle de trois, le $\Delta\theta_{PG}$ qui serait causé par chaque erreur paramétrique du modèle géométrique. La somme des $\Delta\theta_{PG}$ dus à toutes les erreurs paramétriques constitue le 'critère paramétrique' (C_P). Ce critère représente donc la somme des effets sur le modèle mécanique de chaque erreur paramétrique du modèle géométrique. Ces effets sont évalués en fonction des résultats obtenus par la simulation, à l'aide du modèle par éléments finis, d'erreurs paramétriques imposées. Le critère paramétrique peut donc se formuler de la façon suivante:

$$C_P = \sum_{i=1}^n \frac{(\Delta p_{mg})_i}{(\Delta p_{esm})_i} \Delta\theta_{PG}((\Delta p_{esm})_i) \quad (2.1)$$

où Δp_{mg} est l'erreur paramétrique mesurée entre le modèle géométrique (mg) et la vertèbre réelle,

Δp_{esm} est l'erreur paramétrique imposée dans l'étude de sensibilité mécanique (esm),

$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{esm})$ est le $\Delta\theta_{PG}$ dû à l'erreur paramétrique Δp_{esm} ,

n est le nombre de paramètres géométriques.

Cette formule suppose que le $\Delta\theta_{PG}$ se comporte de façon linéaire. Par exemple si une modification de 5 mm du paramètre B ($(\Delta p_{esm})_B = 5$) entraîne un $\Delta\theta_{PG}$ de $0,83^\circ$ (tableau 2.6), alors une erreur paramétrique de 0,4 mm sur le modèle géométrique ($(\Delta p_{mg})_B = 0,4$)

entraînera un $\Delta\theta_{PG}$ de $8\% \left(\frac{0,4}{5} \right)$ de $0,83^\circ$ soit $0,0664^\circ$.

Le critère paramétrique, permet donc de synthétiser toute l'information obtenue en exprimant à l'aide d'une valeur unique la qualité de chaque modélisation. La modélisation obtenant la plus petite valeur pour ce critère est celle qui fournira la meilleure géométrie au modèle mécanique.

Toutefois, l'étude de sensibilité du modèle mécanique diffère légèrement de l'exemple présenté au tableau 2.6. Pour chaque paramètre géométrique, plusieurs modifications ont été effectuées. Parfois même, les paramètres géométriques modifiés ne correspondent pas exactement à ceux mesurés sur le modèle géométrique. Par conséquent, pour chaque $\Delta\theta_{PG}$, des hypothèses ont dûes être posées. Les exemples utilisés dans les explications de ces hypothèses réfèrent au tableau 2.7 qui illustre le détail du calcul de chaque $\Delta\theta_{PG}$ ainsi que les valeurs obtenues pour les vertèbres T8 et L3. La signification des symboles utilisés dans ce tableau se trouve au tableau C.1 de l'annexe C.

Tableau 2.7: Calcul du $\Delta\theta_{PG}$ de chaque paramètre géométrique à partir des résultats de l'étude de sensibilité du modèle mécanique

STRUCTURE ANATOMIQUE	PARAMÈTRE GÉOMÉTRIQUE	CALCUL DU $\Delta\theta_{PG}$	VALEUR POUR T8	VALEUR POUR L3
corps vertébral	acv	$=[\Delta\theta_{PG} (Acv_div_50\%) + \Delta\theta_{PG} (Acv_fois_50\%)]/2$	1,97	6,5
	bcv	$=[\Delta\theta_{PG} (Bcv_div_50\%) + \Delta\theta_{PG} (Bcv_fois_50\%)]/2$	1,65	6,8
pédicules	Bped_G	$=[\Delta\theta_{PG} (b_pedi_div_1.5) + \Delta\theta_{PG} (b_pedi_fois_1.5)]/2$	0,16	0,39
apophyse épineuse	X_base_epi	$=[\Delta\theta_{PG} (lig_epineux_x_moins_2) + \Delta\theta_{PG} (lig_epineux_x_plus_2)]/2$	0,0086	0,15
	Y_base_epi	$=[\Delta\theta_{PG} (lig_epineux_y_moins_2) + \Delta\theta_{PG} (lig_epineux_y_plus_2)]/2$	0,0021	0,0070
	Z_base_epi	$=[\Delta\theta_{PG} (lig_epineux_z_moins_2) + \Delta\theta_{PG} (lig_epineux_z_plus_2)]/2$	0,00069	0,15

STRUCTURE ANATOMIQUE	PARAMÈTRE GÉOMÉTRIQUE	CALCUL DU $\Delta\theta_{PG}$	VALEUR POUR T8	VALEUR POUR L3
apophyse épineuse (suite)	alpha_epi	$=X_{\alpha}[\Delta\theta_{PG}(\text{lig_surepi_x_moins_2}) + \Delta\theta_{PG}(\text{lig_surepi_x_plus_2})]/2$ $+Y_{\alpha}[\Delta\theta_{PG}(\text{lig_surepi_y_moins_2}) + \Delta\theta_{PG}(\text{lig_surepi_y_plus_2})]/2$ $+Z_{\alpha}[\Delta\theta_{PG}(\text{lig_surepi_z_moins_2}) + \Delta\theta_{PG}(\text{lig_surepi_z_plus_2})]/2$	0,011	0,019
	beta_epi	$=X_{\beta}[\Delta\theta_{PG}(\text{lig_surepi_x_moins_2}) + \Delta\theta_{PG}(\text{lig_surepi_x_plus_2})]/2$ $+Y_{\beta}[\Delta\theta_{PG}(\text{lig_surepi_y_moins_2}) + \Delta\theta_{PG}(\text{lig_surepi_y_plus_2})]/2$ $+Z_{\beta}[\Delta\theta_{PG}(\text{lig_surepi_z_moins_2}) + \Delta\theta_{PG}(\text{lig_surepi_z_plus_2})]/2$	0,0019	0,004
	d_epi	$=X_d[\Delta\theta_{PG}(\text{lig_surepi_x_moins_2}) + \Delta\theta_{PG}(\text{lig_surepi_x_plus_2})]/2$ $+Y_d[\Delta\theta_{PG}(\text{lig_surepi_y_moins_2}) + \Delta\theta_{PG}(\text{lig_surepi_y_plus_2})]/2$ $+Z_d[\Delta\theta_{PG}(\text{lig_surepi_z_moins_2}) + \Delta\theta_{PG}(\text{lig_surepi_z_plus_2})]/2$	0,018	0,057
apophyses transverses	X_apo_tr_G	$=[\Delta\theta_{PG}(\text{lig_trans_x_moins_2}) + \Delta\theta_{PG}(\text{lig_trans_x_plus_2})]/2$	0,015	0,0085
	Y_apo_tr_G	$=[\Delta\theta_{PG}(\text{lig_trans_y_moins_2}) + \Delta\theta_{PG}(\text{lig_trans_y_plus_2})]/2$	0,0020	0,0045
	Z_apo_tr_G	$=[\Delta\theta_{PG}(\text{lig_trans_z_moins_2}) + \Delta\theta_{PG}(\text{lig_trans_z_plus_2})]/2$	0,00054	0,017
facettes articulaires	Cos(x)	$=[\Delta\theta_{PG}(\text{ori_fac_x_moins_20}) + \Delta\theta_{PG}(\text{ori_fac_x_plus_20})]/2$	0,13	0,54
	Cos(y)	$=[\Delta\theta_{PG}(\text{ori_fac_y_moins_20}) + \Delta\theta_{PG}(\text{ori_fac_y_plus_20})]/2$	0,26	0,78
	Cos(z)	$=[\Delta\theta_{PG}(\text{ori_fac_z_moins_20}) + \Delta\theta_{PG}(\text{ori_fac_z_plus_20})]/2$	0,54	0,56
	Hzyg	$=[\Delta\theta_{PG}(\text{Hauteur_facette_x_2}) + \Delta\theta_{PG}(\text{Hzyg_g_x0.5})]/2$	0,032	0,53
	Gzyg = Dzyg	$=[\Delta\theta_{PG}(\text{G_Dzyg_g_x0.5}) + \Delta\theta_{PG}(\text{G_Dzyg_g_x2.0})]/2$	0,0046	0
	extrémité_X = centre_X	$=[\Delta\theta_{PG}(\text{Fa_g_x+5}) + \Delta\theta_{PG}(\text{Fa_g_x-5})]/2$	0,0041	0,59
	extrémité_Y = centre_Y	$=[\Delta\theta_{PG}(\text{Fa_g_y+5}) + \Delta\theta_{PG}(\text{Fa_g_y-5})]/2$	0,073	0,24
	extrémité_Z = centre_Z	$=[\Delta\theta_{PG}(\text{Fa_g_z+5}) + \Delta\theta_{PG}(\text{Fa_g_z-5})]/2$	0,12	0,31

Ces hypothèses sont les suivantes:

- **Symétrie gauche-droite:** lorsqu'un paramètre possède son homologue de l'autre côté du plan sagittal (par exemple: pédicules droit et gauche, apophyses transverses droite

et gauche, facettes articulaires droites et gauches), les simulations de l'étude de sensibilité n'ont été réalisées que d'un seul côté: les effets sont supposés de même amplitude que s'ils avaient été effectués de l'autre côté et le même $\Delta\theta_{PG}$ est associé à une perturbation du paramètre gauche qu'à une perturbation de son homologue droit.

- **Moyenne des simulations positive et négative:** dans la plupart des cas où le paramètre géométrique représente une composante de coordonnée cartésienne ou une distance en millimètres, les modifications effectuées dans l'étude de sensibilité mécanique ont consisté à faire varier dans un sens et dans l'autre le paramètre en question: le $\Delta\theta_{PG}$ est constitué de la moyenne de ces deux effets (par exemple, le $\Delta\theta_{PG}$ dû à la modification de la hauteur du disque intervertébral est la moyenne des $\Delta\theta_{PG}$ obtenus en soustrayant 4 mm à ce paramètre et en lui ajoutant 4 mm).
- **Correspondance entre les apophyses et les ligaments:** pour le cas des apophyses épineuse et transverses, les paramètres géométriques qui leur sont associés indiquent au modèle mécanique la position du point d'insertion d'un ligament (ligament transverse pour l'extrémité des apophyses transverses, ligament sur-épineux pour l'extrémité de l'apophyse épineuse et ligament épineux pour la base de l'apophyse épineuse): ainsi, la variation de la position de ces points d'insertions de ligaments correspond à modifier les paramètres géométriques associés aux apophyses concernées.
- **Conversion des coordonnées sphériques en cartésiennes:** certains paramètres géométriques sont exprimés en sphériques (position de l'extrémité de l'apophyse épineuse) alors que les paramètres modifiés dans l'étude de sensibilité du modèle mécanique sont exprimés en coordonnées cartésiennes; dans ce cas, à partir des valeurs initiales des paramètres géométriques mesurés sur les vertèbres utilisées dans l'étude de sensibilité du modèle mécanique, une erreur paramétrique sphérique est convertie en une combinaison linéaire d'erreurs paramétriques cartésiennes et le $\Delta\theta_{PG}$ d'une erreur paramétrique non cartésienne est la combinaison linéaire des effets dus à

chaque composante cartésienne d'erreur paramétrique (voir le détail de ces calculs à l'annexe C).

- **Conversion des cosinus directeurs en angles:** de la même façon, les paramètres d'orientation des facettes articulaires, exprimés en cosinus directeur, ont dû être convertis pour correspondre aux simulations de l'étude de sensibilité mécanique, exprimées en degrés; ainsi, à partir des valeurs initiales des orientations mesurées sur les facettes articulaires des vertèbres utilisées dans l'étude de sensibilité du modèle mécanique, les erreurs paramétriques exprimées en différence de cosinus directeurs sont converties en erreurs paramétriques exprimées en différence d'angle et le $\Delta\theta_{PG}$ est calculé par une règle de trois à partir des résultats des simulations de l'étude de sensibilité mécanique (voir le détail de ces calculs à l'annexe C).
- **Paramètres non considérés:** les paramètres qui n'ont pas été modifiés dans l'étude de sensibilité du modèle mécanique n'ont pas été considérés car il aurait alors fallu refaire des tests mécaniques en modifiant ces paramètres alors qu'il est plus pertinent dans le cadre de ce projet de se limiter aux résultats disponibles; c'est le cas notamment des paramètres relatifs aux facettes costales et costo-transverses; d'ailleurs, le simple fait de tenir compte de ces facettes aurait rendu plus complexe la comparaison entre les résultats obtenus avec des vertèbres dorsales et lombaires car ces dernières n'ont pas de facettes costales. De plus, les paramètres (*hauteur_cv*, *alpha_ped_G*, *D_ped_G*, *H_ped_G*, *alpha_ped_D*, *D_ped_D*, *H_ped_D*) reliés aux 6 points de contrôle de base présents dans toutes les combinaisons de points de contrôle n'ont pas été considérés car leurs erreurs paramétriques sont toujours nulles.

Revenant à l'exemple utilisé jusqu'à présent, voici de quelle façon les $\Delta\theta_{PG}$ et les erreurs paramétriques sont utilisés dans le calcul du critère paramétrique (voir tableau 2.8). Les colonnes de gauche font état des erreurs paramétriques imposées dans l'étude de sensibilité du modèle mécanique (Δp_{esm}) et de leur effet respectif ($\Delta\theta_{PG}$) tel que déterminés au tableau 2.6. Les colonnes de droite rapportent les erreurs paramétriques

mesurées sur chaque modèle géométrique (Δp_{mg}) et la fraction des Δp_{esm} correspondants qu'elles représentent. À la dernière ligne du tableau, se trouvent les valeurs des critères paramétriques (C_P) pour chaque modèle géométrique, tels que calculés par l'équation 2.1. Cet exemple montre bien la consistance entre le critère paramétrique et l'influence des erreurs paramétriques sur le modèle mécanique. En effet, le modèle 3 s'avère le meilleur en vertu du critère paramétrique ($17,71^\circ$) en plus d'avoir obtenu la plus petite erreur pour le paramètre le plus influent (1,8 mm pour A).

Tableau 2.8: Exemple de calcul du critère paramétrique (C_P)

Paramètre	ét. de sens. méc.		modélisation 1		modélisation 2		modélisation 3	
	Δp_{esm} (mm)	$\Delta \theta_{pg}$ (°)	Δp_{mg} (mm)	$\frac{\Delta p_{mg}}{\Delta p_{esm}}$	Δp_{mg} (mm)	$\frac{\Delta p_{mg}}{\Delta p_{esm}}$	Δp_{mg} (mm)	$\frac{\Delta p_{mg}}{\Delta p_{esm}}$
A	2	8,3	5,4	2,7	3,6	1,8	1,8	0,90
B	5	0,83	2,1	0,42	3,7	0,74	5,3	1,06
C	1	0,60	12,5	12,5	6,3	6,3	15,6	15,6
C_P (°)			30,26		19,33		17,71	

Il est à noter que le critère paramétrique est un indice ayant une signification discutable lorsque considéré de façon absolue. En effet, il n'est pas évident que le principe de superposition s'applique aux résultats de l'étude de sensibilité du modèle mécanique et que l'effet de plusieurs erreurs paramétriques soit la somme des effets individuels de chaque erreur paramétrique. C'est pourquoi, dans cette étude de sensibilité au profil de krigeage, le critère paramétrique ne sera utilisé qu'en comparant les différentes valeurs qu'il prend d'une modélisation géométrique à l'autre afin de déterminer la modélisation qui fournira la géométrie la mieux adaptée au modèle mécanique (celle obtenant la plus basse valeur de critère paramétrique).

Toutefois, pour confirmer les conclusions obtenues à partir du critère paramétrique, les différentes modélisations géométriques seront comparées plus en détail, non pas un paramètre à la fois, mais plutôt une structure anatomique à la fois (par exemple, les pédicules, les apophyses transverses, les corps vertébral, etc.). L'étude de sensibilité du modèle mécanique permet, à elle seule, de mieux comprendre quelles sont les structures anatomiques pour lesquelles une grande précision est requise et, du coup, d'expliquer les

variations de qualité d'une modélisation à l'autre (particulièrement en fonction des points de contrôle utilisés).

2.3.4 Critère volumique

Le critère volumique est basé sur la comparaison de la vertèbre modélisée à la vertèbre réelle sous forme de volumes. Les modèles surfaciques doivent donc être transformés en modèles volumiques permettant la comparaison par opérateur logique.

2.3.4.1 Transformation en modèle volumique

La transformation en modèle volumique s'effectue, comme mentionné à la section 2.3.1.2, à l'aide du programme MOV_TO_VOX suivant 6 étapes bien précises:

- 1) lecture du fichier du modèle surfacique (.MOV);
- 2) création de la matrice 3D de voxels;
- 3) remplissage des voxels situés sur les sommets (noeuds) du modèle surfacique de l'objet;
- 4) remplissage des voxels situés sur les faces (triangles, quadrilatères) de l'objet;
- 5) remplissage du volume, c'est-à-dire des voxels à l'intérieur de la surface de l'objet (un point à l'intérieur du volume doit être fourni à une fonction récursive qui remplit le point courant et s'appelle elle-même pour les points situés au dessus, en dessous, à gauche, à droite, en avant et en arrière du point courant);
- 6) écriture de la matrice de voxel dans le fichier du modèle volumique (.VOX).

Pour les vertèbres comparées, les voxels cubiques mesuraient entre 1 mm et 2 mm de côté, tout dépendant de la mémoire disponible et de la grosseur de la vertèbre.

2.3.4.2 Calcul du critère volumique

Pour la comparaison paramétrique, la plus petite valeur du critère paramétrique indique la

meilleure similitude entre la vertèbre modélisée et la vertèbre réelle. Afin de pouvoir plus facilement comparer les résultats obtenus par les deux méthodes d'analyse, le 'critère volumique' sera défini par le rapport XOR/OR. Chacun de ces deux opérateurs logiques est appliqué sur chaque voxel correspondant des deux vertèbres à comparer. Le XOR vaut 1 si les deux voxels comparés sont de valeurs différentes et 0 si les deux voxels sont de valeurs identiques. La somme des résultats du XOR sur chaque voxel de la matrice (XOR_{TOTAL}), représente le 'volume non intersecté' des deux vertèbres et est un bon indice de l'erreur de modélisation. Si le XOR_{TOTAL} est nul, les deux vertèbres sont parfaitement identiques. D'autre part, le OR vaut 1 si au moins l'un des deux voxel vaut 1, et 0 si les deux voxels valent 0. La somme des résultats du OR (OR_{TOTAL}), permet de normaliser le XOR_{TOTAL} car il représente le volume de l'union des deux vertèbres. Si, dans le pire cas possible, les deux vertèbres sont parfaitement disjointes et n'ont aucun voxel en commun ($AND_{TOTAL} = 0$), le OR_{TOTAL} et le XOR_{TOTAL} seront tous deux égaux à la somme des volumes de chaque vertèbre et le critère volumique sera unitaire (100%). À partir des deux extrémités de cette échelle de mesure variant de 0% à 100%, il est possible d'interpréter les résultats obtenus non seulement de façon comparative mais aussi de façon absolue, contrairement au critère paramétrique.

CHAPITRE 3: RÉSULTATS ET DISCUSSION

Ce chapitre présente les résultats obtenus pour les deux études de sensibilité décrites au chapitre précédent. Dans un premier temps, les résultats de l'étude de sensibilité à la géométrie seront présentés suivis de ceux de l'étude de sensibilité au profil de krigeage. Enfin, une discussion générale de tous les résultats viendra clore ce chapitre.

3.1 Étude de sensibilité à la géométrie

L'étude de sensibilité à la géométrie a été réalisée sur les vertèbres de référence T8 et L3. Tel que décrit à la section 2.2.2, 12 modifications ont été effectuées avec différentes combinaisons de points de contrôle (6, 7, 9, 13, 16 et 23). Les résultats pour les vertèbres T8 et L3 seront présentés en parallèle et analysés en trois parties:

- la modélisation des vertèbres de référence intactes;
- la modélisation avec 6 points de contrôle;
- la modélisation avec plus de 6 points de contrôle.

La première partie permettra de vérifier l'approche utilisée pour cette étude (voir section 2.2.1), la seconde fournira une première interprétation du comportement de la modélisation par krigeage et la troisième viendra brosser un portrait plus global de l'influence de la géométrie dans la technique de modélisation.

3.1.1 Test préliminaire: modélisation des vertèbres de référence intactes

Le premier test à être réalisé a consisté à modéliser les vertèbres de référence T8 et L3 intactes (non modifiées) à l'aide des différentes combinaisons de points (6, 7, 9, 13, 16 et 23) et en utilisant le processus décrit à la section 2.2.1 (voir figure 2.1). L'hypothèse de départ de ce test est que tous les paramètres, dépendants et indépendants, devraient avoir la même valeur au début et à la fin de la boucle de modélisation car la transformation calculée devrait être une identité.

Cette hypothèse a pu être vérifiée pour toutes les combinaisons de points de contrôle. Cependant, les premiers résultats obtenus ont présenté des différences pouvant aller jusqu'à 1 mm sur les paramètres dépendants et s'amenuisant au fur et à mesure de l'augmentation du nombre points de contrôle (voir annexe A, tableaux A.10 à A.53, colonne '0').

Ces différences proviennent du fait qu'il y a une perte d'information dans le processus de paramétrisation de la géométrie du corps vertébral. En effet, les 3 seuls paramètres caractérisant cette région anatomique sont sa hauteur et ses deux diamètres moyens (antéro-postérieur et latéral). Chaque diamètre est mesuré à 3 niveaux spécifiques sur la vertèbre (plateau inférieur, mi-hauteur, plateau supérieur) et la moyenne de ces 3 mesures est utilisée. Ainsi, lorsque les coordonnées des points de contrôle de départ sont calculées à partir des paramètres géométriques, le corps vertébral est considéré comme un cylindre elliptique ayant les mêmes diamètres latéral et antéro-postérieur peu importe le niveau alors que le corps vertébral de la vertèbre réelle est plus mince à mi-hauteur qu'au niveau des plateaux. C'est pourquoi certains points de contrôle sont ainsi déplacés et les paramètres n'ont pas les mêmes valeurs au début et à la fin de la boucle de modélisation.

Toutefois, les différences paramétriques (différence entre les valeurs initiales et finales des paramètres) entraînées par cet artefact du processus de l'étude de sensibilité à la géométrie sont des valeurs de bases qui peuvent être soustraites des différences paramétriques obtenues pour tous les autres tests de cette étude.

3.1.2 Modélisation géométrique avec 6 points de contrôle

Les résultats qui seront analysés ici sont ceux obtenus avec les vertèbres de référence T8 et L3 en utilisant seulement 6 points de contrôle.

Rappelons que l'étude de sensibilité à la géométrie a pour objet de vérifier l'influence de l'erreur de reconstruction associée à certains points sur la géométrie de la vertèbre modélisée. De plus, le modèle géométrique sert de base à la géométrie du modèle

mécanique et les paramètres ici utilisés sont exactement les mêmes que ceux qui sont utilisés pour créer le modèle mécanique. C'est pourquoi l'étude de sensibilité a été effectuée sur ces paramètres et non sur les coordonnées absolues de la vertèbre. Cependant, puisqu'il est parfois difficile d'avoir une vue d'ensemble de la déformation de la vertèbre simplement à partir des variations de paramètres (voir tableaux A.10 à A.53), le lecteur pourra se référer, tout au long de cette analyse, à des figures représentant un modèle filaire de la vertèbre de référence non déformée sur lequel a été superposé le modèle filaire de la vertèbre déformée.

De plus, il est à noter que les paramètres *bpedd* et *bpedg* (diamètre transverse des pédicules) ont été exclus de cette analyse car les données numériques obtenues ont permis de constater que les modifications 1 et 2 (voir tableau 2.3) n'avaient aucune influence sur ces paramètres. En effet, lorsque le pédicule est déplacé, les deux points du pédicule (bases inférieure et supérieure) sont déplacés en même temps et leur position relative n'est pas modifiée. La modification 3 n'a pas non plus d'influence sur ces paramètres car les points sur les pédicules ne sont pas déplacés dans cette modification.

Enfin, mentionnons que les résultats seront analysés selon trois aspects: 1) le sens des déplacements des points associés aux paramètres dépendants, 2) l'amplitude de ces effets et 3) les différences entre les résultats obtenus avec les vertèbres T8 et L3.

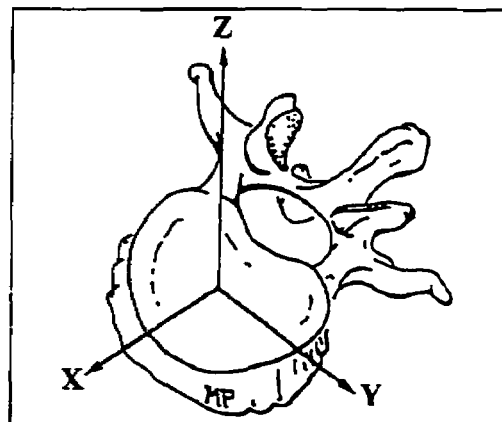


Figure 3.1: Système de coordonnées local de la vertèbre (adapté de Panjabi, 1992)

3.1.2.1 Résultats de la modification 1 (déplacement du pédicule droit)

Le tableau 3.1 présente les paramètres influencés par chaque direction (x , y , ou z) de déplacement du pédicule droit (modification 1). Rappelons d'abord au lecteur que le système de coordonnées local de la vertèbre est défini tel qu'illustré à la figure 3.1. Il est d'abord possible de remarquer que, dans presque tous les cas, une modification de paramètres indépendants correspondant au déplacement du pédicule droit dans une direction donnée a un effet sur tous les paramètres dépendants qui sont mesurés dans cette direction, à quelques exceptions près (*). De plus, il est à noter que certains paramètres se retrouvent dans plusieurs colonnes du tableau 3.1. Ceci est dû au fait qu'ils sont mesurés dans plus d'une seule direction. En effet, α_{epi} est mesuré dans le plan $x-z$ (selon les axes x et z), β_{epi} dans le plan $x-y$ (selon les axes x et y) et d_{epi} dans le plan $x-z$ (selon les axes x et z).⁸

Les figures 3.2 et 3.3 présentent des vues de haut et de côté de la superposition de la vertèbre non déformée (en rouge) et de la vertèbre déformée (en vert) pour des déplacements simulés de +5 mm selon chacun des 3 axes (x , y et z).

Tableau 3.1: Correspondance entre les directions des déplacements imposés au pédicule droit (modification 1) et les directions des effets sur les autres paramètres

direction du déplacement imposé	axe x	axe y	axe z
paramètres influencés	acv* bcv X_base_epi alpha_epi d_epi X_apo_tr_g X_apo_tr_d X_fasg X_fasd X_faig X_faid	acv bcv* Y_base_epi beta_epi d_epi* Y_apo_tr_g Y_apo_tr_d Y_fasg Y_fasd Y_faig Y_faid	acv Z_base_epi alpha_epi d_epi Z_apo_tr_g Z_apo_tr_d Z_fasg Z_fasd Z_faig Z_faid

* Ces paramètres sont affectés de façon non linéaire plutôt que linéaire et ils augmentent (ou diminuent) peu importe dans quel sens le paramètre indépendant est modifié.

⁸ En réalité, d_{epi} est mesuré dans l'espace 3D ($x-y-z$) mais l'angle que l'apophyse épineuse forme avec l'axe x dans le plan transversal est si petit qu'il est possible d'approximer que d_{epi} est mesuré dans le plan $x-z$. C'est d'ailleurs pourquoi d_{epi} est affecté de façon non linéaire par un déplacement selon y du pédicule.

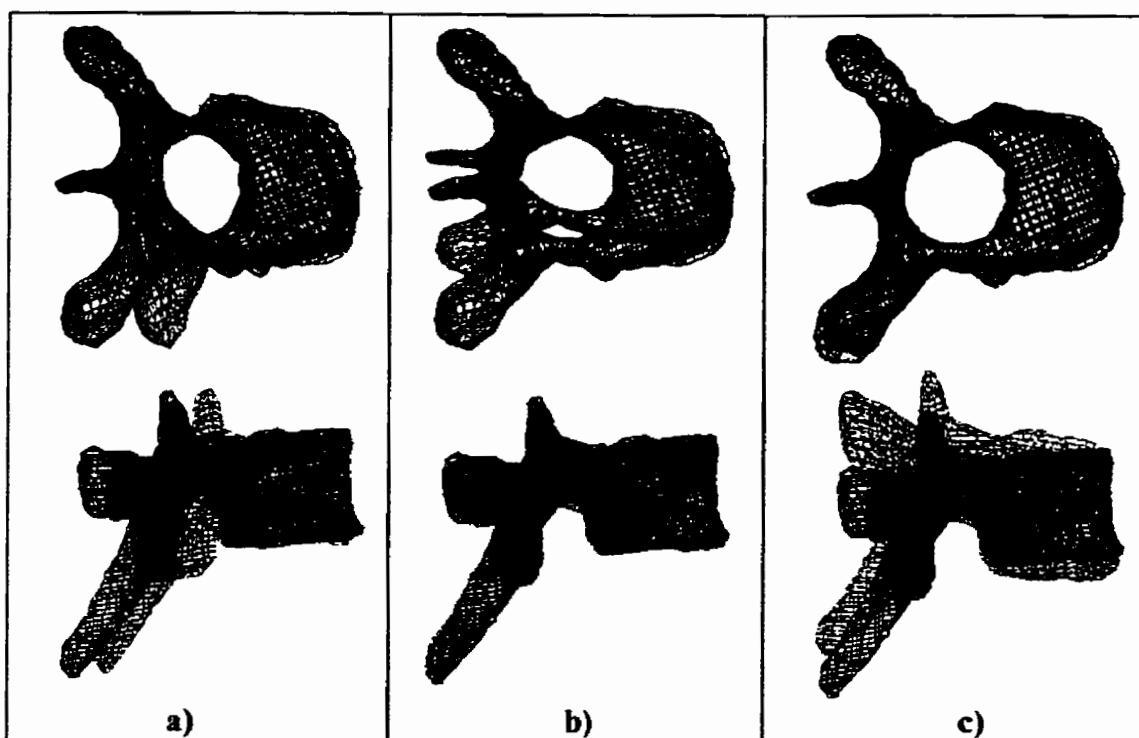


Figure 3.2: T8 (vues de dessus et de droite), modification 1 selon a) x, b) y, c) z

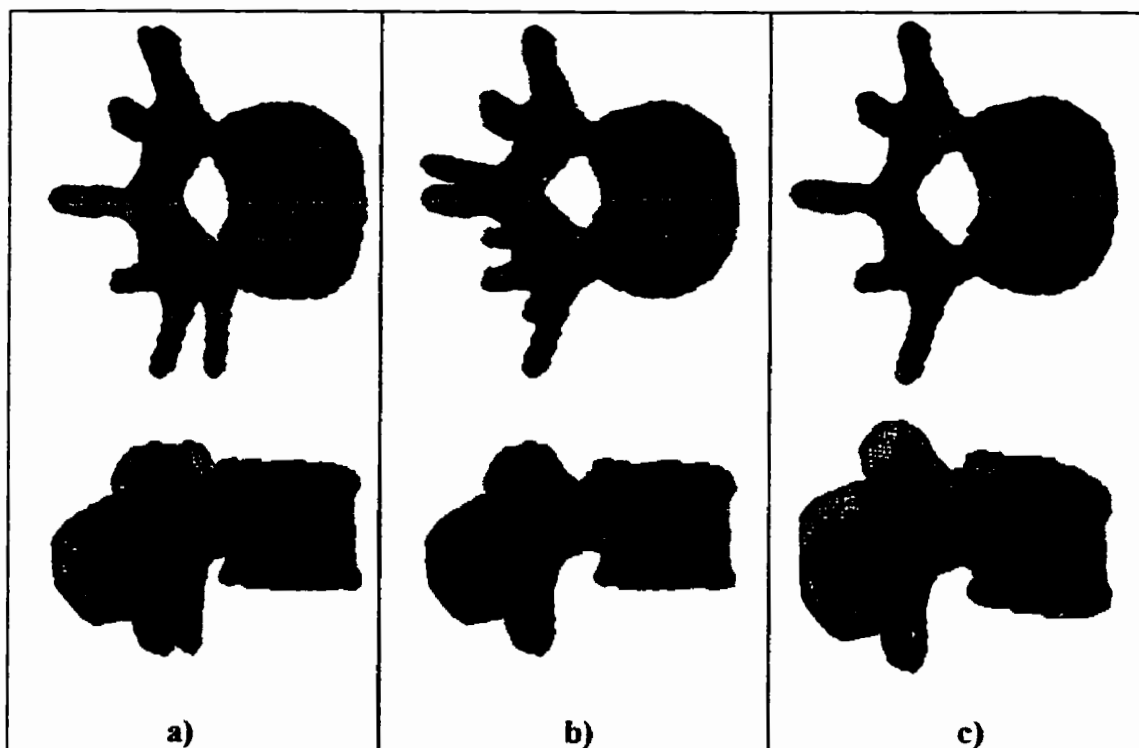


Figure 3.3: L3 (vues de dessus et de droite), modification 1 selon a) x, b) y, c) z

D'autre part, les sens des déplacements des points associés aux paramètres dépendants correspondent presque toujours à ce que laisse prévoir l'intuition (voir tableaux A.10 à A.12 et A.32 à A.34):

- Pour ce qui est du **corps vertébral**, le paramètre *acv* (diamètre latéral du corps vertébral) diminue si le pédicule est rapproché du plan sagittal (déplacement selon *y*, voir figure 3.2b et 3.3b) et *bcv* (diamètre antéro-postérieur du corps vertébral) diminue si le pédicule est déplacé vers la partie antérieure de la vertèbre (déplacement selon *x*, voir figures 3.2a et 3.3a). Il existe cependant certains effets imprévisibles mais presque négligeables. Par exemple, le paramètre *acv* est aussi affecté par un déplacement du pédicule selon *x*: *acv* augmente lorsque le pédicule est déplacé selon *x* peu importe dans quel sens. De la même façon, *bcv* augmente lorsque le pédicule est déplacé selon *y* peu importe dans quel sens. Il s'agit ici d'une variation non linéaire contrairement à la plupart des autres paramètres. Enfin, le paramètre *acv* est aussi affecté par des déplacements du pédicule selon *z*: ici encore, la variation présente les caractéristiques d'une courbe non linéaire pour laquelle *acv* augmente toujours, peu importe le sens du déplacement du pédicule selon *z*. Ces effets s'expliquent par le fait que les déplacements imposés en question produisent un cisaillement dans le corps vertébral, désalignant ainsi les extrémités droite, gauche et antérieure du corps vertébral et étirant ses diamètres *acv* et *bcv*.
- Pour l'**apophyse épineuse**, les coordonnées de *base_epi* (base de l'apophyse épineuse) varient toujours dans le même sens que le pédicule. Cependant, pour connaître le comportement de l'extrémité de l'apophyse épineuse, il faut combiner le comportement de la base avec ceux des angles *alpha_epi* et *beta_epi* et de la longueur *d_epi*, ce qui rend la tâche un peu plus complexe. Un déplacement selon *x* d'un pédicule n'a pas d'influence sur l'angle *beta_epi*. Par contre, un déplacement selon *x* du pédicule droit fait varier l'angle *alpha_epi* et la longueur *d_epi*. Si le pédicule se déplace vers l'avant (figures 3.2a et 3.3a), la longueur *d_epi* diminue alors que l'angle *alpha_epi* augmente: bref, l'apophyse épineuse devient plus verticale et raccourcit, son

extrémité étant attirée vers l'avant par le déplacement du pédicule. Le phénomène inverse se produit lorsque le pédicule est reculé. L'angle β_{epi} n'est, quant à lui, influencé que par un déplacement en y du pédicule droit (figures 3.2b et 3.3b). Si le pédicule se déplace vers la gauche, β_{epi} diminue et fait tordre l'apophyse épineuse vers la gauche, et vice versa.⁹ Enfin, un déplacement du pédicule selon z a aussi un effet sur α_{epi} et d_{epi} . Si le pédicule est déplacé vers le haut (figures 3.2c et 3.3c), α_{epi} et d_{epi} diminuent ce qui signifie que l'apophyse épineuse devient moins verticale et raccourcit alors que lorsque le pédicule est abaissé, le phénomène inverse se produit. Bref, l'apophyse épineuse est attirée du côté du déplacement du point de contrôle et sa longueur augmente si les points de contrôle s'éloignent (c'est-à-dire si la distance moyenne entre les points augmente).

- Pour les **apophyses transverses**, l'apophyse transverse droite suit le déplacement du pédicule droit alors que l'apophyse transverse gauche réagit de façon exactement opposée. Lorsque le pédicule droit est déplacé vers l'avant, l'apophyse transverse droite avance alors que la gauche recule. Lorsque le pédicule est déplacé vers la gauche, l'apophyse transverse droite se déplace aussi vers la gauche alors que l'apophyse transverse gauche se déplace vers la droite. Enfin, lorsque le pédicule est déplacé vers le haut, l'apophyse transverse droite monte alors que la gauche descend. Ces effets du côté gauche sont toutefois très faibles et il en sera reparlé plus loin. Ils démontrent néanmoins que la modification du pédicule droit a un effet même à l'extrême gauche de la vertèbre.
- Pour les **facettes articulaires**, il est possible de remarquer que la facette supérieure réagit dans la même direction que son homologue inférieure. Du côté droit comme du

⁹ Le paramètre d_{epi} n'est presque pas affecté par un déplacement du pédicule selon y à cause de la petitesse de l'angle β_{epi} . Toutefois, le peu d'influence qu'il subit ne suit pas une relation linéaire: en effet, l'apophyse épineuse étant pratiquement située sur le plan $y = 0$, un déplacement selon y d'un pédicule, dans un sens ou dans l'autre, aura pour effet de créer une asymétrie dans l'apophyse épineuse qui allongera, peu importe de quel côté du plan sagittal elle est attirée.

côté gauche, les facettes suivent le déplacement du pédicule en x , y et z , contrairement aux apophyses transverses. Ceci est probablement imputable au fait que les facettes articulaires sont beaucoup moins extrapolées que les apophyses transverses et qu'elles se situent environ à la même distance du plan $y = 0$ (plan sagittal) que les pédicules.

Enfin, sur un graphique du déplacement d'un paramètre dépendant en fonction de celui du paramètre indépendant (voir exemple à la figure 3.4), la pente (en valeur absolue) de la courbe obtenue est la meilleure façon d'évaluer l'amplitude de l'effet de la modification du paramètre indépendant sur le paramètre dépendant. Ces pentes ont été calculées en

faisant passer une droite entre les points extrêmes des courbes (-5 mm et +5 mm) et sont exprimées en pourcentage. Les graphiques obtenus ont d'ailleurs montré que, la plupart du temps, ces courbes sont des droites ou en sont très proches. Pour les relations non linéaires, les pourcentages ont été calculés par la moyenne des rapports (en valeur absolue) entre le déplacement du paramètre dépendant et celui du paramètre indépendant, pour chaque déplacement (-5, -3, -1, 1, 3 et 5 mm). Une pente de 50% par exemple signifie qu'une modification de 5 mm du paramètre indépendant (pédicule droit) entraîne une modification de 2,5 mm du paramètre dépendant en question.

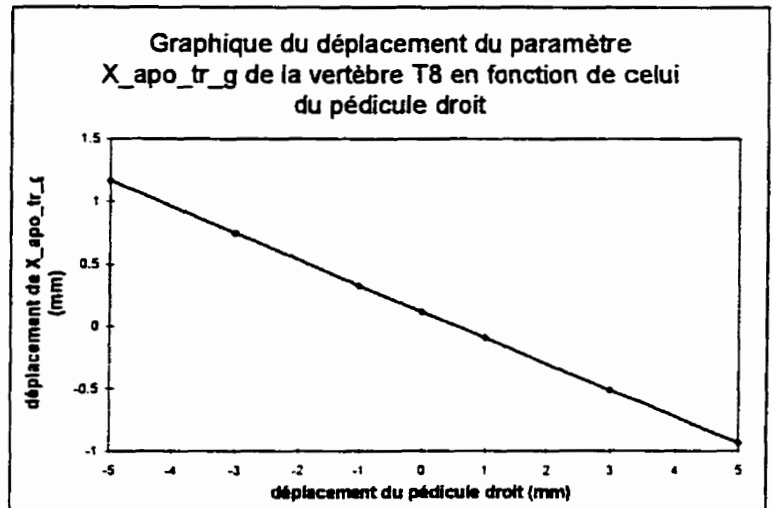


Figure 3.4: Exemple de graphique du déplacement d'un paramètre dépendant en fonction de celui du paramètre indépendant

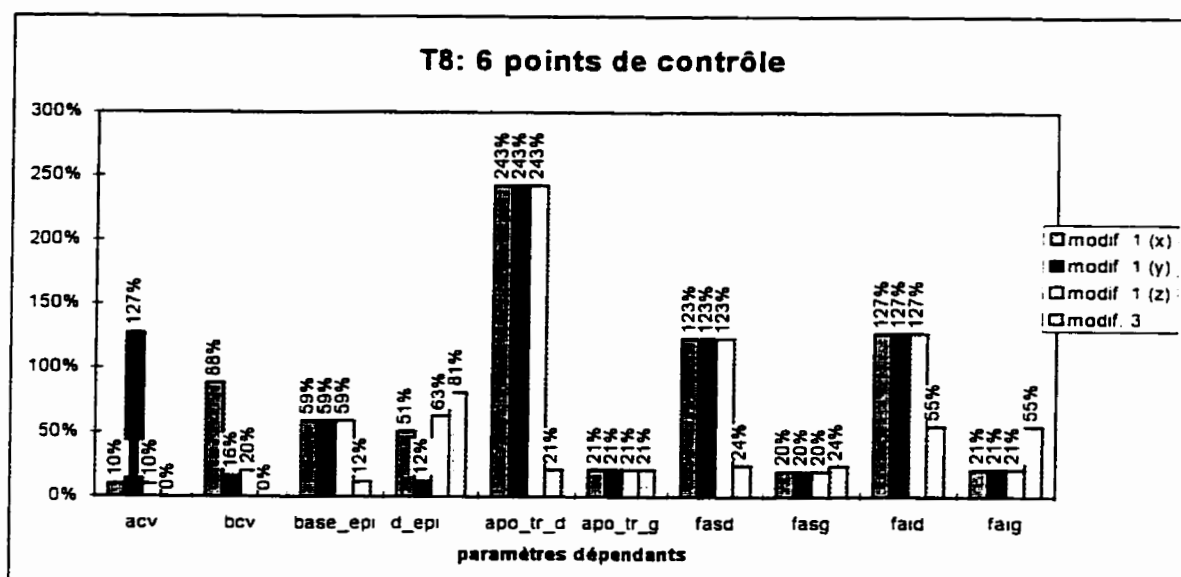


Figure 3.5: Effets des modifications 1 et 3 sur la vertèbre T8 avec 6 points de contrôle

Les graphiques des figures 3.5 et 3.6 représentent cette distribution des effets pour les vertèbres T8 et L3, pour les modifications 1 et 3, alors que le tableau 3.2 énumère dans l'ordre les paramètres dépendants les plus influencés par la modification 1.

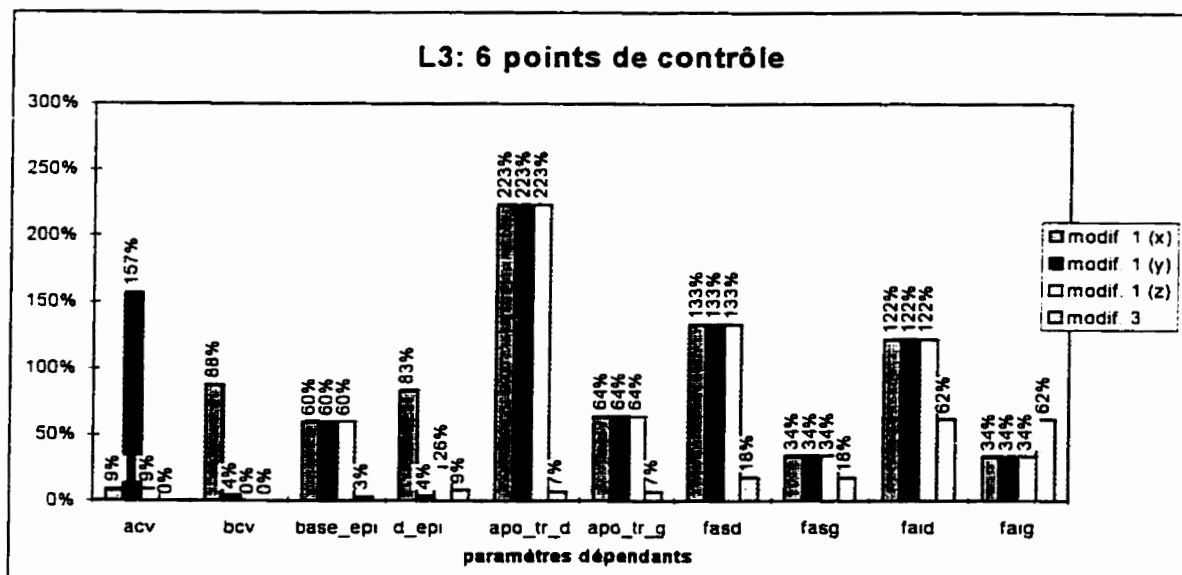


Figure 3.6: Effets des modifications 1 et 3 sur la vertèbre L3 avec 6 points de contrôle

Voici les points importants à remarquer concernant l'amplitude des effets:

- Pour les **apophyses transverses** et les **facettes articulaires**, un déplacement du pédicule selon un axe n'a un effet que sur la coordonnée du paramètre dépendant mesurée selon cet axe et les effets sont identiques peu importe l'axe (x , y ou z). La direction du déplacement imposé n'affecte pas l'amplitude de l'effet car, mathématiquement, l'influence d'un point de contrôle sur les autres points de la géométrie est fonction du paramètre h qui représente la distance euclidienne entre le point de contrôle et le point influencé (voir équations 1.4 à 1.6). Les paramètres les plus influencés sont ceux situés du côté droit de la vertèbre car ils sont situés les plus près des points qui sont déplacés (pédicule droit). Parmi ceux-ci, les paramètres mesurés sur les points les plus extrapolés, i.e. les plus éloignés des points de contrôle, sont les plus influencés. Il faut toutefois noter que les paramètres situés du côté gauche seront aussi influencés, quoique faiblement. Ceci signifie donc que les points de contrôle n'ont pas nécessairement une influence seulement locale en extrapolation.
- Il est difficile de comparer l'effet sur les apophyses articulaires ou transverses à celui sur l'**apophyse épineuse**. En effet, les paramètres mesurés sur l'apophyse épineuse correspondent aux coordonnées sphériques de son extrémité dans le repère local de la vertèbre alors que pour tous les autres paramètres, il s'agit plutôt des coordonnées cartésiennes. De plus, il est difficile de comparer des angles avec des distances en millimètres. Cependant, la position de la base de l'épineuse (*base_epi*) de même que sa longueur réelle

Tableau 3.2: Paramètres dépendants les plus influencés par la modification 1 avec 6 points de contrôle

T8	L3
apo_tr_d ($x=y=z$: 243%)	apo_tr_d ($x=y=z$: 223%)
acv (x : 10%; y : 127%; z : 10%)	acv (x : 9%; y : 157%; z : 9%)
faid ($x=y=z$: 127%)	fasd ($x=y=z$: 133%)
fasd ($x=y=z$: 123%)	faid ($x=y=z$: 122%)
bcv (x : 88%; y : 4%; z : 0%)	bcv (x : 88%; y : 4%; z : 0%)
d_epi (x : 51%; y : 3%; z : 63%)	d_epi (x : 83%; y : 4%; z : 26%)
base_epi ($x=y=z$: 59%)	apo_tr_g ($x=y=z$: 64%)
apo_tr_g ($x=y=z$: 21%)	base_epi ($x=y=z$: 60%)
faig ($x=y=z$: 21%)	faig ($x=y=z$: 34%)
fasg ($x=y=z$: 20%)	fasg ($x=y=z$: 34%)

(*d_epi*) constituent les indices les plus révélateurs de l'effet sur l'apophyse épineuse. La longueur de l'épineuse n'est pas influencée également par des modifications selon des axes différents comme le sont tous les autres paramètres car son extrémité est presque située sur le plan sagittal, plan de symétrie des vertèbres saines. L'angle *alpha_epi* formé par l'épineuse dans le plan sagittal (*x-z*) étant beaucoup plus grand que celui (*beta_epi*) formé dans le plan transversal (*x-y*), une modification du pédicule droit dans la direction de l'axe *y* aura peu d'influence sur la longueur de l'apophyse épineuse. Les résultats graphiques (figures 3.2 et 3.3) permettent cependant de constater que l'effet sur l'apophyse épineuse est environ du même ordre que celui sur les apophyses articulaires droites.

- Le **corps vertébral** est influencé de façon particulière selon la direction du déplacement. Cependant, l'effet sur le diamètre latéral (*acv*) d'un déplacement selon *y* est plus important que celui sur le diamètre antéro-postérieur (*bcv*) d'un déplacement selon *x*. Les autres effets mentionnés plus haut (non-linéaires) sont si faibles en amplitude que l'on peut pratiquement les négliger (égaux ou inférieurs à 20%).

Enfin, il est pertinent de comparer les résultats obtenus avec la vertèbre **T8** à ceux obtenus avec **L3**. Alors que l'ordre des paramètres (du plus influencé au moins influencé) demeure

Tableau 3.3: Différence entre les effets sur les vertèbres T8 et L3 pour la modification 1 avec 6 points

PARAMÈTRES	T8	L3	Δ (L3-T8)
acv	127%	157%	+30%
bcv	88%	88%	+0%
base_epi	59%	60%	+1%
d_epi	51%, 3%, 63%	83%, 4%, 26%	+32%, +1%, -37%
apo_tr_d	243%	223%	-20%
apo_tr_g	21%	64%	+43%
fasd	123%	133%	+10%
fasg	20%	34%	+14%
faid	127%	122%	-5%
faig	21%	34%	+13%

sensiblement le même (voir tableau 3.3), il existe des différences entre les amplitudes des effets sur les paramètres correspondants pour ces deux vertèbres.

Ces différences peuvent s'expliquer à partir des différences entre les morphologies

respectives de ces vertèbres:¹⁰

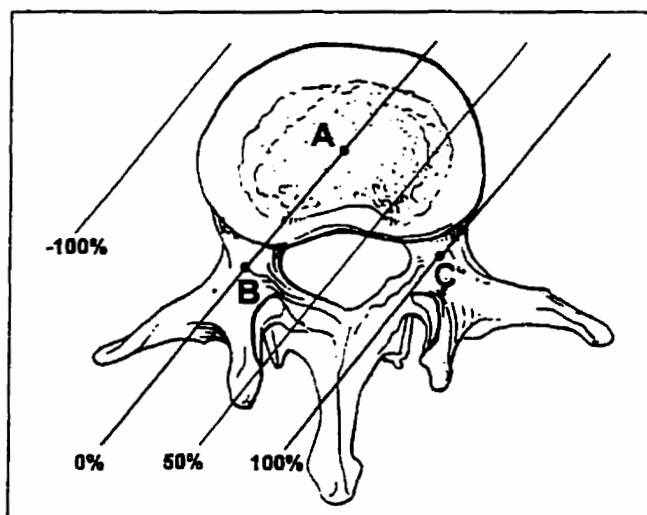
- Pour le **corps vertébral**, le paramètre *acv* est plus influencé pour L3 que pour T8 (+30%) car le diamètre latéral du corps vertébral est plus grand sur la vertèbre L3 (39 mm) que sur la T8 (24 mm). D'autre part, les effets sur *bcv* sont identiques car les diamètres antéro-postérieurs sont très semblables sur ces deux vertèbres (26 mm pour T8 et 29 mm pour L3).
- Pour l'**apophyse épineuse**, la base (*base_epi*) n'est presque pas affectée car elle se situe presque au même endroit dans les deux cas (+1%). Par contre, un déplacement selon *x* du pédicule droit a plus d'influence sur la longueur de l'apophyse épineuse (*d_epi*) de L3 que sur celle de T8 (+32%) alors que c'est l'inverse pour un déplacement selon *z* (-37%). Géométriquement, l'apophyse épineuse de L3 est plus courte et plus horizontale que celle de T8: son extrémité se trouve plus haute mais plus postérieure. C'est pourquoi les effets sont différents: la longueur de l'apophyse épineuse de T8 est plus influencée par un déplacement dans la direction *z* car elle est orientée plus verticalement et donc un déplacement vertical de son extrémité affecte plus sa longueur. Inversement, celle de L3 est plus affectée par un déplacement dans la direction *x* car elle est orientée plus horizontalement.
- Pour les **apophyses transverses**, l'effet est plus faible sur l'apophyse transverse droite de L3 que sur celle de T8 (-20%) alors que pour la gauche c'est l'inverse (+43%). Deux différences morphologiques sont notables entre les vertèbres L3 et T8: la distance entre les points de contrôle et la distance entre les apophyses transverses et les pédicules sont plus grandes pour L3 que pour T8. Les apophyses transverses de L3 sont donc plus extrapolées mais la zone d'interpolation s'agrandit aussi. Ces deux phénomènes pourraient expliquer les différences d'amplitudes des effets sur les apophyses transverses de L3 et T8.

¹⁰ Le lecteur pourra se référer au tableau A.1 pour les valeurs des paramètres géométriques sur les deux vertèbres de référence non déformées.

- Enfin, pour les **facettes articulaires**, les différences entre les effets sur T8 et sur L3 sont plus difficiles à expliquer. Une explication possible serait que, dans le cas de T8, la facette inférieure droite (127%) est plus influencée que la supérieure droite (123%) car elle est plus proche du pédicule droit (7.4 mm entre Fac_Art_Inf_D et Ped_Inf_D contre 10.6 mm entre Fac_Art_Sup_D et Ped_Sup_D, voir tableau A.1) alors que pour L3, c'est l'inverse (133% pour la facette supérieure et 122% pour la facette inférieure) car c'est la facette supérieure qui est la plus proche du pédicule droit (22.9 mm entre Fac_Art_Inf_D et Ped_Inf_D contre 13.4 mm entre Fac_Art_Sup_D et Ped_Sup_D). Pour ce qui est des facettes gauches, tout d'abord les effets sont très faibles (moins de 35%). Puis, différents phénomènes entrent en jeu: le fait que les pédicules (et donc les points de contrôle) soient plus éloignés entre eux sur la vertèbre L3 (25.0 mm) que sur T8 (19.0 mm) mais que, d'autre part, les facettes soient plus éloignées de ces points de contrôle sur la vertèbre L3 que sur T8 (13.4 mm contre 10.6 mm pour la facette supérieure et 22.9 mm contre 7.4 mm pour la facette inférieure); deux phénomènes antagonistes de chacun desquels il est difficile de doser l'effet respectif.

Il existe une autre façon d'expliquer tous ces résultats. Si la vertèbre est observée dans le plan transverse, il n'est possible de distinguer que 3 points de contrôle plutôt que 6 car ils se confondent par paire (voir figure 3.7). Ainsi, il serait possible de faire l'approximation que la vertèbre est une figure bi-dimensionnelle modélisée à l'aide de 3 points de contrôle, *A*, *B* et *C*. Dans le cas de la modification 1 (déplacement du pédicule droit), les points *A* et *B* restent fixes alors que le point *C* est déplacé. Il est donc possible d'associer à chacun de ces trois points, une valeur correspondant au déplacement du point, soit 0% pour *A* et *B* et 100% pour *C*. Le problème se résume donc à trouver de quelle façon les valeurs de déplacement sont réparties sur toute la vertèbre. À partir de l'hypothèse que tous les points situés sur la droite passant par *A* et *B* sont fixes eux aussi (déplacement 0%) et que les valeurs de déplacement sont réparties de façon linéaire entre cette droite et le point *C* (déplacement 100%), il est possible de tracer, pour cette répartition des

déplacements, des lignes de niveau parallèles à AB . La ligne de niveau passant par C contiendrait tous les points dont le déplacement est de même direction, sens et amplitude que celui de C , soit 100%. Ainsi, un point situé sur une droite à mi-chemin entre la ligne de niveau 0% et celle de niveau 100% aurait un déplacement de 50%.



Suivant le même raisonnement, tous les points situés à gauche de AB se déplaceraient dans le sens inverse de C (le point symétrique au point C selon l'axe AB aurait donc un déplacement de -100%) et tous les points situés à droite de la ligne de niveau 100% aurait un déplacement supérieur à 100%.

Figure 3.7: Lignes de niveau de l'amplitude du déplacement des points sur la vertèbre lors de la modification 1 (adapté de Grant, 1983)

En appliquant cette théorie aux coordonnées x et y des autres points (extrémités des apophyses épineuse, transverses et articulaires), il est possible de retrouver l'amplitude du déplacement à chacun de ces points, amplitude correspondant à $\pm 1\%$ aux résultats présentés plus haut, pour les vertèbres T8 et L3. Par exemple, pour le point Apo_Tr_D de la vertèbre T8, la valeur obtenue avec cette théorie est 243% et celle obtenue dans l'étude de sensibilité est 243%; pour le point $Fac_Art_Sup_G$ de la vertèbre L3, la valeur obtenue avec cette théorie est -35% (le signe négatif signifie que le déplacement de ce point est dans le sens opposé à celui du pédicule droit) et celle obtenue avec l'étude de sensibilité est -34%. Il est donc possible, dans le cas de la modification 1, d'expliquer mathématiquement les différences entre les amplitudes des effets pour les vertèbres T8 et L3 en tenant compte à la fois de la distance entre chaque point de contrôle et de la distance entre le point affecté et chacun des points de contrôle.

3.1.2.2 Résultats de la modification 2 (déplacement du pédicule gauche)

Tous les résultats obtenus avec la modification 2 sont exactement symétriques (à cause de la symétrie de la vertèbre de référence) à ceux de la modification 1 et l'interprétation en est strictement la même, à condition d'échanger les termes 'droit' et 'gauche'.

3.1.2.3 Résultats de la modification 3 (modification de la hauteur du corps vertébral)

Il est important de remarquer que dans le cas de la modification 3, les déplacements n'ont lieu que selon la direction z puisque le seul paramètre permettant de modifier la position des centres des plateaux du corps vertébral est *hauteur_cv*. La seule modification possible

consiste donc à éloigner ou rapprocher ces deux points. Par conséquent, les seuls paramètres dépendants influencés sont ceux qui sont mesurés dans la direction de l'axe z , à savoir: Z_base_epi , α_epi , d_epi , $Z_apo_tr_d$, $Z_apo_tr_g$, Z_fasd , Z_fasg , Z_faid et Z_faig . Aucun autre paramètre n'est influencé par cette modification.

En examinant les sens des déplacements (voir tableaux A.13 et A.35), il est possible de constater que la modification de la distance entre les

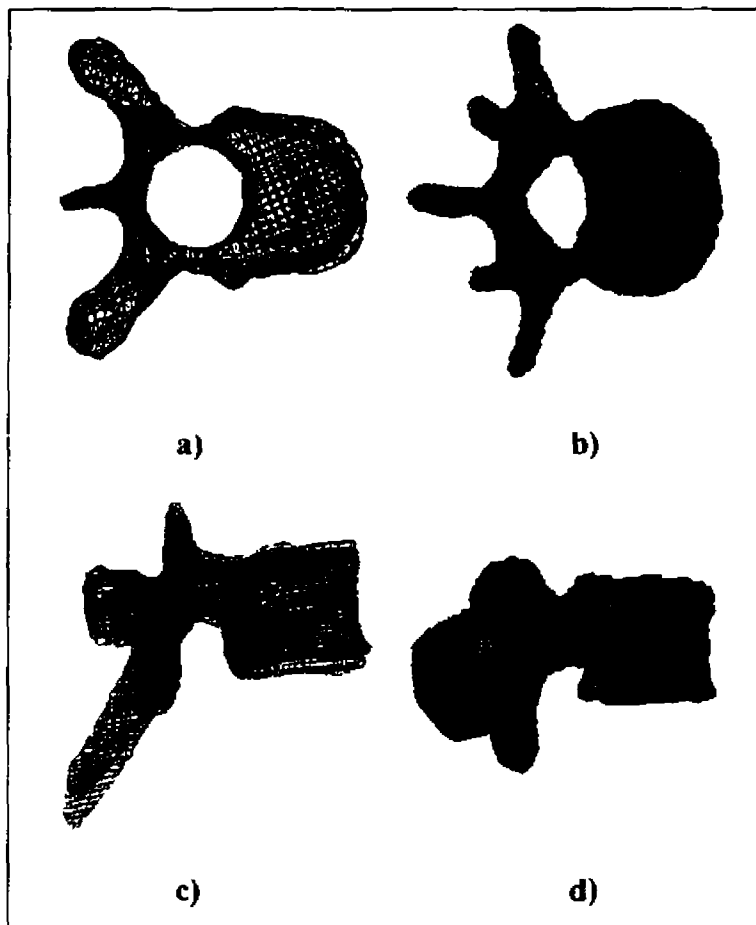


Figure 3.8: Modification 3 a) T8 vue de haut, b) L3 vue de haut, c) T8 vue de droite, d) L3 vue de droite

plateaux du corps vertébral a pour effet d'aplatir ou d'allonger la vertèbre selon z tel qu'illustré à la figure 3.8. Les parties anatomiques situées près du plan $z = 0$ (plan médian entre les plateaux supérieur et inférieur du corps vertébral) sont peu affectées alors que celles plus éloignées verticalement le sont nettement plus. C'est pourquoi une augmentation de *hauteur_cv* a pour effet d'augmenter *alpha_epi* ainsi que *d_epi*, rendant ainsi l'apophyse épineuse plus longue et plus verticale. Les apophyses transverses, situées légèrement sous le plan $z = 0$ s'en éloignent encore plus (*Z_apo_tr_d* et *Z_apo_tr_g* diminuent). Enfin, les facettes articulaires supérieures montent (*Z_fasd* et *Z_fasg* augmentent) et les inférieures descendent (*Z_faig* et *Z_faig* diminuent). De plus, une diminution de *hauteur_cv* inverse tous ces effets.

Les paramètres dépendants les plus influencés par la hauteur du corps vertébral sont énumérés au tableau 3.4 (voir aussi figures 3.5 et 3.6). Il est à remarquer que les paramètres les plus influencés sont, pour chaque vertèbre, ceux associés aux structures anatomiques vertébrales les plus éloignées du plan $z = 0$. En fait, l'ordre des **amplitudes de ces effets** est à peu près le même que l'ordre de proximité par rapport au plan $z = 0$ des structures anatomiques associées aux paramètres influencés, compte tenu des différences morphologiques entre les vertèbres T8 et L3.

Tableau 3.4: Paramètres dépendants les plus influencés par la modification 3

T8	L3
<i>d_epi</i> (81%)	<i>faid</i> (62%)
<i>faid</i> (55%)	<i>faig</i> (62%)
<i>faig</i> (55%)	<i>fasd</i> (18%)
<i>fasd</i> (24%)	<i>fasg</i> (18%)
<i>fasg</i> (24%)	<i>d_epi</i> (9%)
<i>apo_tr_d</i> (21%)	<i>apo_tr_d</i> (7%)
<i>apo_tr_g</i> (21%)	<i>apo_tr_g</i> (7%)
<i>base_epi</i> (12%)	<i>base_epi</i> (3%)

D'autre part, il est à noter que même si la plupart de ces structures anatomiques sont extrapolées, les effets restent inférieurs à 100%, contrairement au cas de la modification 1. De plus, toutes les relations entre le paramètre indépendant (*hauteur_cv*) et les paramètres dépendants sont linéaires.

Il est ici très difficile d'expliquer les **différences d'effets entre T8 et L3** par simple observation des différences morphologiques influençant la position des points de contrôle

ou à l'aide d'un modèle prédictif quantitatif tel que celui développé pour le cas de la modification 1 (déplacement du pédicule droit). La distance du point considéré au plan $z = 0$ n'est pas un critère suffisamment précis pour expliquer ces différences, particulièrement pour les points situés près des pédicules, qui sont des points de contrôle fixes. Il est cependant possible de constater que:

- La longueur de l'apophyse épineuse est plus influencée pour la vertèbre T8 (81%) que L3 (9%) car elle est plus verticale.
- Les facettes articulaires inférieures sont plus influencées pour L3 (62% contre 55%) alors que pour T8 ce sont les facettes supérieures (24% contre 18%).
- Les apophyses transverses de T8 (21%) sont plus influencées que celles de L3 (7%).

3.1.3 Modélisation géométrique avec plus de 6 points de contrôle

La première partie de l'étude de sensibilité à la géométrie ayant permis d'analyser le comportement de la modélisation par krigeage avec 6 points de contrôle, il s'agit maintenant de savoir quelles questions se poser pour le reste de l'analyse (7, 9, 13, 16 et 23 points de contrôle) et comment les résultats des simulations peuvent y répondre.

Trois grandes questions sont importantes (voir tableau 3.5). Il s'agit d'évaluer l'influence sur l'ensemble de la géométrie vertébrale de la modification de la géométrie:

- du corps vertébral;
- des pédicules;
- des apophyses.

Certaines analyses ne seront pas exposées dans ce mémoire car elles sont redondantes. Par exemple, pour évaluer l'influence des pédicules, seul le déplacement du pédicule droit (modification 1) sera étudié car les pédicules droit et gauche ont des effets symétriquement opposés sur la vertèbre, tel que démontré dans l'étude de sensibilité à la géométrie avec 6 points de contrôle (section 3.1.2.2). Il en va de même pour les modifications des apophyses transverses droite et gauche (modifications 5 et 6).

Tableau 3.5: Influences étudiées avec plus de 6 points de contrôle

INFLUENCE DE		SUR	TESTS CONCERNÉS	
			NOMBRE DE POINTS	MODIFICATIONS ¹¹
corps vertébral		apophyses + facettes	6	3
		apophyses + facettes	16	3, 11, 12
pédicules		apophyse épineuse	6	1, 2
		apophyses transverses	6, 7	1, 2
		facettes articulaires	6, 7, 9	1, 2
apophyses	épineuse	apophyse transverse	7	4
	épineuse	facettes articulaires	7, 9	4
	transverses	facettes articulaires	9	5, 6

Les tests effectués avec 13 et 23 points de contrôle n'ont apporté aucun résultat révélateur car les seuls paramètres dépendants dans ces deux cas (voir tableau 2.2), les diamètres transverses des pédicules (*hpedd* et *hpedg*) et la base de l'apophyse épineuse (*base_epi*), n'étaient affectés par aucune modification. C'est pour cette raison que l'effet de la modification de la géométrie des facettes articulaires n'est pas étudié.

3.1.3.1 Influence du corps vertébral

L'influence d'une erreur de reconstruction des points de contrôle du corps vertébral se manifeste dans trois modifications:

- 3) modification de la hauteur du corps vertébral (6 et 16 points de contrôle);
- 11) modification du diamètre latéral du corps vertébral (16 points de contrôle);
- 12) modification du diamètre antéro-postérieur du corps vertébral (16 points de contrôle).

La **modification 3** (hauteur du corps vertébral) a déjà été étudiée plus tôt avec 6 points. Rappelons cependant les principales conclusions de cette analyse:

- les seuls paramètres influencés par cette modification sont ceux mesurés dans la direction de l'axe *z*;

¹¹ Pour la signification des numéros de modifications, voir tableau 2.3.

- parmi ceux-ci, les plus influencés sont généralement ceux qui sont les plus éloignés du plan $z = 0$ de la vertèbre (passant par le centroïde du corps vertébral).

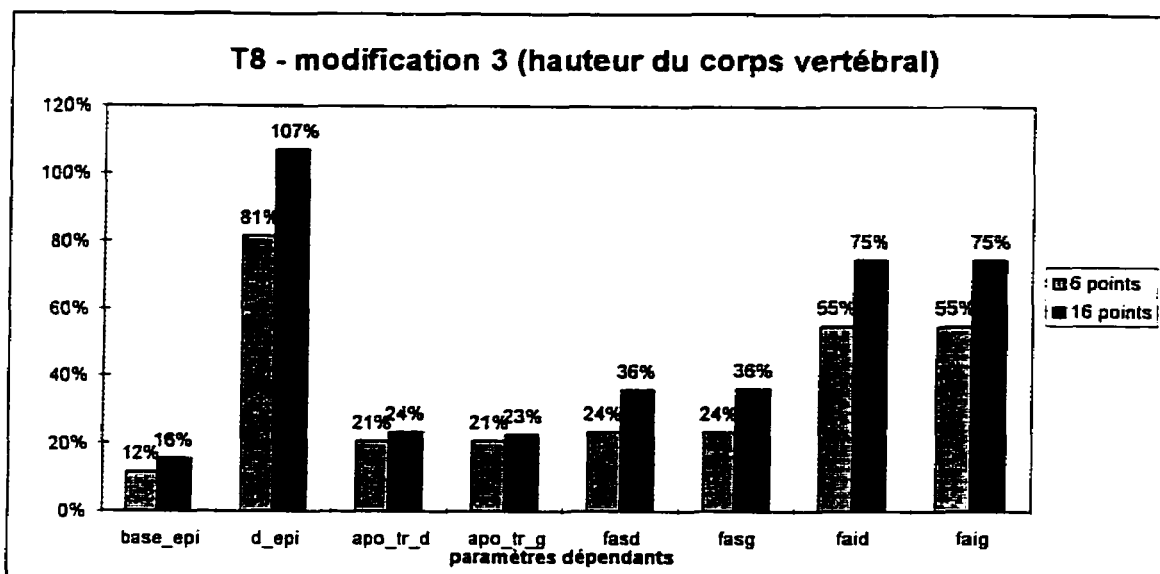


Figure 3.9: Effets sur la vertèbre T8 de la modification 3 avec 6 et 16 points de contrôle

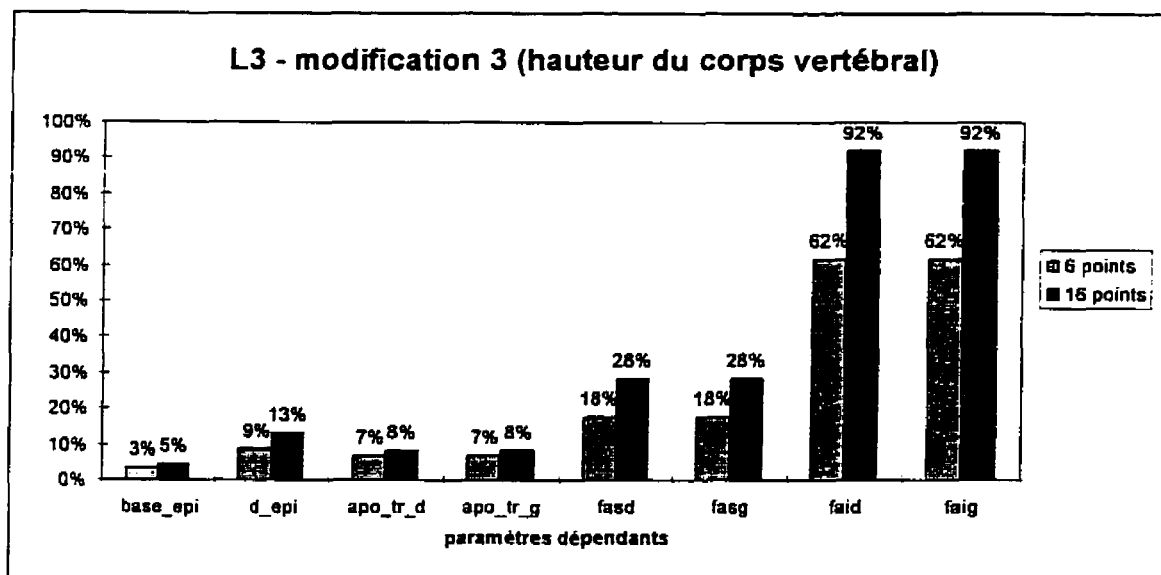


Figure 3.10: Effet sur la vertèbre L3 de la modification 3 avec 6 et 16 points de contrôle

Comparons maintenant cette modification de la hauteur du corps vertébral avec le cas où 16 points de contrôle sont utilisés. Rappelons que les 16 points de contrôle sont composés des 6 points de base et de 10 autres points supplémentaires situés sur le contour du corps vertébral. Les résultats visuels de cette modification sont situés à l'annexe A, au tableau A.2. Les graphiques des figures 3.9 et 3.10 montrent que les paramètres conservent leur ordre du plus influencé au moins influencé. Cependant, avec 16 points, tous les paramètres sont davantage influencés qu'avec 6 points de contrôle. Ce phénomène est probablement explicable par le fait que, avec 12 points de contrôle sur le corps vertébral (16 points au total) plutôt que 2 (6 points au total), une modification de cette région de la vertèbre entraîne le déplacement d'un plus grand nombre de points de contrôle, et même d'une plus grande proportion du nombre total des points de contrôle, ce qui donne plus de poids à cette modification et à son influence sur tout le reste de la vertèbre.

Le tableau 3.6 montre **Tableau 3.6: Différence entre les effets sur T8 et L3 pour la modification 3**

PARAMÈTRES	6 POINTS			16 POINTS		
	T8	L3	Δ (L3-T8)	T8	L3	Δ (L3-T8)
base_epi	12%	3%	-9%	16%	5%	-11%
d_epi	81%	9%	-72%	107%	13%	-94%
apo_tr_d	21%	7%	-14%	24%	8%	-16%
apo_tr_g	21%	7%	-14%	23%	8%	-15%
fasc	24%	18%	-6%	36%	28%	-8%
fascg	24%	18%	-6%	36%	28%	-8%
faid	55%	62%	+7%	75%	92%	+17%
faig	55%	62%	+7%	75%	92%	+17%

Dans certains cas, ceci s'explique par le fait que les points associés à certains paramètres sont situés plus proches du plan $z = 0$ pour la vertèbre L3, qui est plus aplatie, que pour la vertèbre T8 (extrémité de l'apophyse épineuse) alors que d'autres sont situés plus loin (facettes articulaires inférieures). Pour les apophyses transverses et les facettes articulaires supérieures, les coordonnées z varient peu de T8 à L3 et il faut tenir compte d'autres phénomènes comme la proximité de ces points aux pédicules. Néanmoins, les paramètres qui présentent les plus grandes différences d'effets entre T8 et L3 (comme *d_epi*: -72%

avec 6 points et -94% avec 16 points) sont aussi ceux qui offrent les plus grandes différences de géométrie entre les deux vertèbres.

La **modification 11** (diamètre latéral du corps vertébral) n'est possible qu'avec la combinaison de points de contrôle incluant les 10 points supplémentaires sur le contour du corps vertébral, soit 16 points. Les seuls paramètres influencés par cette modification sont ceux mesurés dans la direction de l'axe y (Y_base_epi , $beta_epi$, $Y_apo_tr_d$, $Y_apo_tr_g$, Y_fasd , Y_fasg , Y_faid , Y_faig). Le tableau 3.7 montre les paramètres les plus influencés (voir aussi tableau A.3).

Tableau 3.7: Paramètres dépendants les plus influencés par la modification 11

T8	L3
<i>apo_tr_d</i> (54%)	<i>apo_tr_d</i> (58%)
<i>apo_tr_g</i> (54%)	<i>apo_tr_g</i> (58%)
<i>faig</i> (20%)	<i>faig</i> (16%)
<i>faid</i> (19%)	<i>faid</i> (16%)
<i>fasd</i> (14%)	<i>fasd</i> (11%)
<i>fasg</i> (14%)	<i>fasg</i> (11%)
<i>d_epi</i> (0%)	<i>d_epi</i> (0%)
<i>base_epi</i> (0%)	<i>base_epi</i> (0%)

De façon analogue à la modification 3 pour laquelle les paramètres les plus influencés étaient ceux situés le plus loin du plan $z = 0$, les paramètres les plus influencés dans ce cas-ci sont ceux les plus éloignés du plan $y = 0$, sauf dans le cas des facettes articulaires de L3 qui sont situées plus près des pédicules, ces derniers ayant un effet stabilisateur. Il est toutefois à noter que les différences de comportement entre T8 et L3 sont minimales (moins de 5%).

De la même façon que la modification 11, la **modification 12** (diamètre antéro-postérieur du corps vertébral) n'est possible qu'avec 16 points de contrôle. Les seuls paramètres influencés par cette modification sont ceux mesurés dans la direction de l'axe x (X_base_epi , $alpha_epi$, d_epi , $X_apo_tr_d$, $X_apo_tr_g$, X_fasd , X_fasg , X_faid , X_faig). Les graphiques des figures 3.11 et 3.12 montrent les paramètres les plus influencés (voir aussi tableau A.4).

Ici, les paramètres les plus influencés sont généralement ceux mesurés sur les points les plus éloignés du plan $x = 0$. Par conséquent, les éléments postérieurs les plus influencés sont les éléments les plus postérieurs, sauf dans le cas des facettes articulaires pour

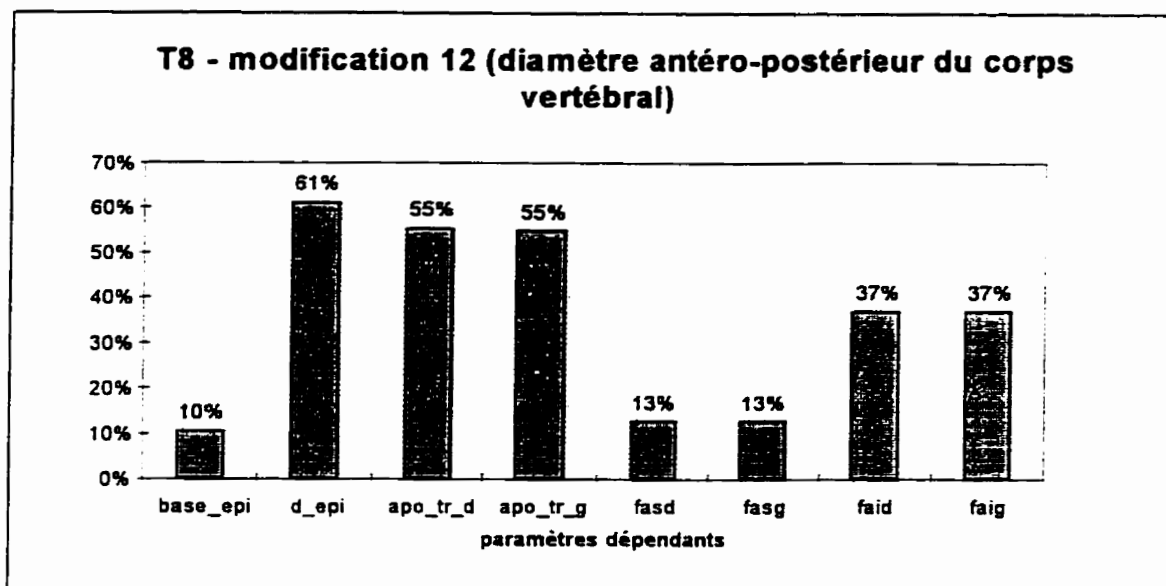


Figure 3.11: Effets sur la vertèbre T8 de la modification 12 avec 16 points de contrôle

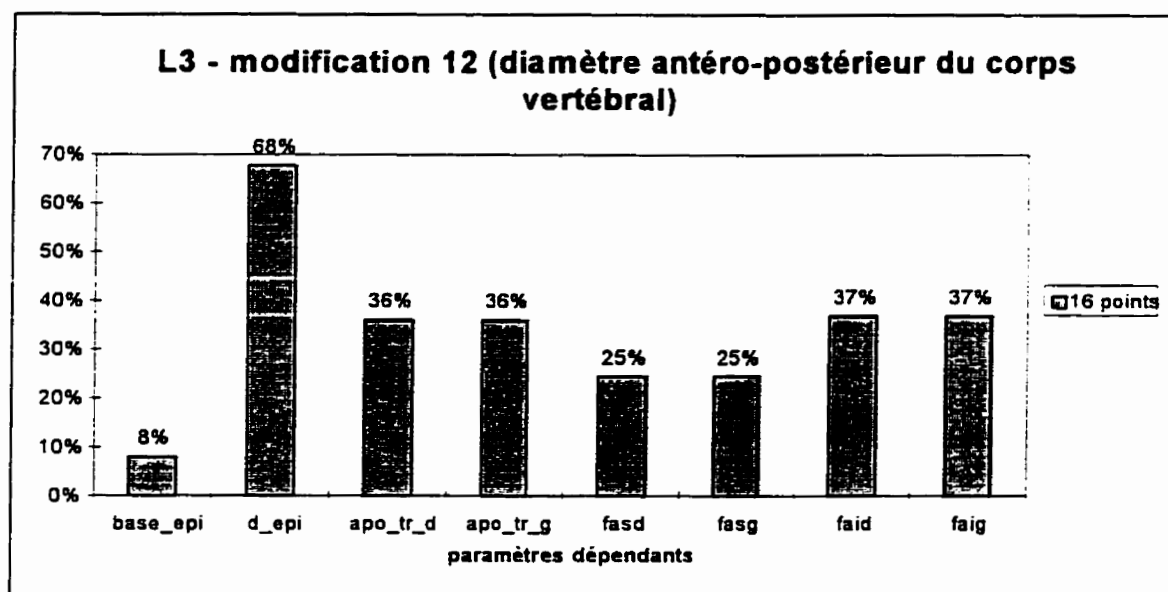


Figure 3.12: Effets sur la vertèbre L3 de la modification 12 avec 16 points de contrôle

lesquelles la proximité des pédicules amoindrit l'effet de la modification du diamètre antéro-postérieur du corps vertébral.

Les différences entre T8 et L3 sont ici assez faibles mais méritent d'être mentionnées (voir tableau 3.8). Les apophyses transverses sont moins influencées sur L3 (-19%) car elles sont plus près du plan $x = 0$ que sur T8. Par contre, les facettes articulaires supérieures (+12%) et l'apophyse épineuse (+7% pour la longueur) sont plus influencées car elles sont situées plus à l'arrière de la vertèbre L3 que de la T8.

Tableau 3.8: Différence entre les effets sur T8 et L3 pour la modification 12

PARAMÈTRES	T8	L3	Δ (L3-T8)
base_epi	10%	8%	-2%
d_epi	61%	68%	+7%
apo_tr_d	55%	36%	-19%
apo_tr_g	55%	36%	-19%
fasd	13%	25%	+12%
fasg	13%	25%	+12%
faid	37%	37%	+0%
faig	37%	37%	+0%

3.1.3.2 Influence des pédicules

L'influence d'une erreur de reconstruction des pédicules sur le reste de la géométrie se manifeste dans deux modifications:

- 1) déplacement du pédicule droit;
- 2) déplacement du pédicule gauche.

Cependant, tel qu'expliqué plus haut, la modification 2 ne sera pas analysée car ses résultats sont exactement symétriques à ceux de la modification 1.

Le déplacement du pédicule droit a déjà été étudié plus tôt avec 6 points. Rappelons les principales conclusions de cette analyse:

- les seuls paramètres influencés par cette modification sont ceux mesurés dans la direction du déplacement (à l'exception de *acv* et *bcv* qui sont parfois influencés de façon non linéaire par des déplacements différents de la direction dans laquelle ils sont mesurés);
- parmi ceux-ci, les plus influencés sont ceux qui sont du côté du pédicule déplacé (du côté droit pour la modification 1) et qui sont les plus éloignés des points de contrôle, donc les plus extrapolés.

Comparant maintenant les effets de cette modification avec l'ajout de l'extrémité de l'apophyse épineuse comme point de contrôle (7 points), il appert que l'effet asymétrique du déplacement du pédicule droit s'estompe, particulièrement sur les éléments les plus éloignés des points de contrôle. En effet, les figures 3.13 et 3.14¹² (voir aussi tableau A.5) permettent de constater qu'avec 7 points, les paramètres les plus influencés (ceux du côté droit) le sont moins qu'avec 6 points alors que les paramètres les moins influencés (ceux du côté gauche) le sont plus qu'avec 6 points.

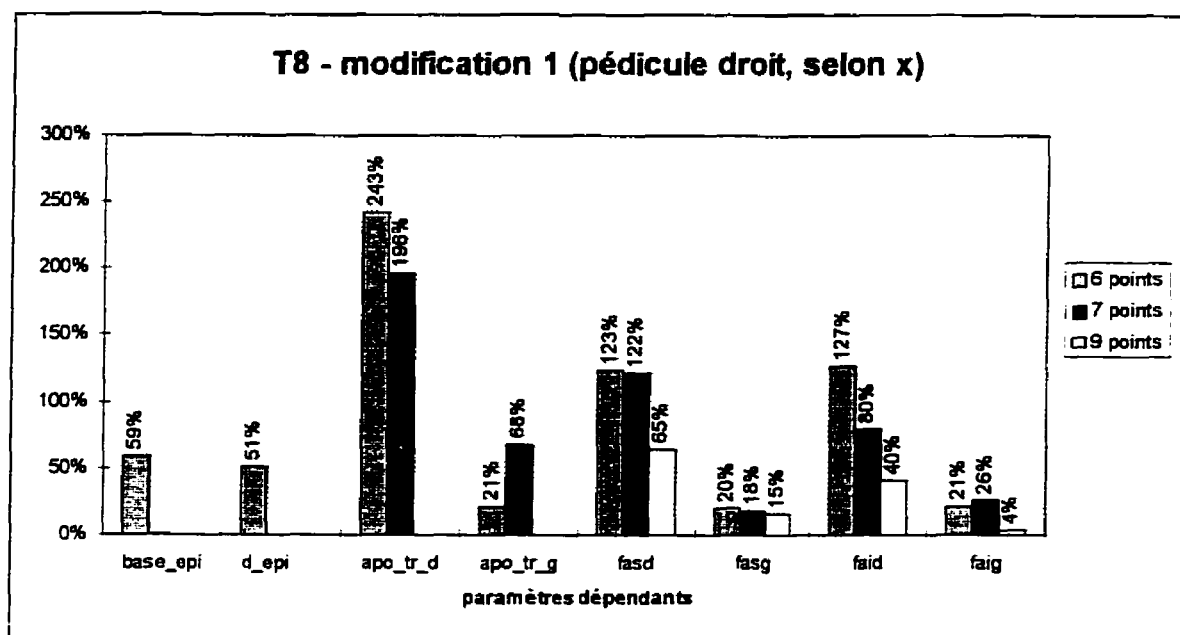


Figure 3.13: Effets sur la vertèbre T8 de la modification 1 (selon x) avec 6, 7 et 9 points de contrôle

¹² Il est à noter que les graphiques correspondants à une modification du paramètre indépendant selon x, y et z sont presque identiques: en effet, les éléments postérieurs sont influencés avec la même amplitude peu importe la direction du déplacement du pédicule droit (sauf pour les paramètres concernant l'apophyse épineuse qui sont en coordonnées sphériques alors que les déplacements se font selon des axes orthogonaux). Ce phénomène avait déjà été constaté dans l'analyse des résultats obtenus avec seulement 6 points de contrôle et apparaissait clairement dans le graphique de la figure 3.5.

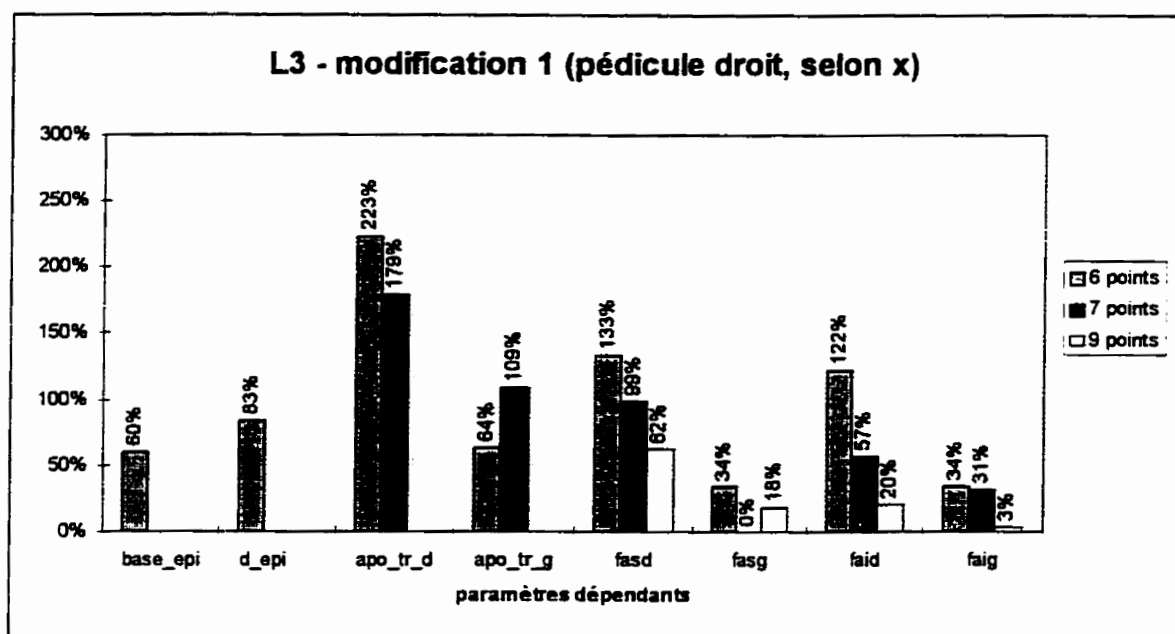


Figure 3.14: Effets sur la vertèbre L3 de la modification 1 (selon x) avec 6, 7 et 9 points de contrôle

Ce phénomène d'atténuation de l'asymétrie des effets est beaucoup moins prononcé sur les facettes articulaires supérieures qui sont influencées toutes deux de façon légèrement moindre que dans la modélisation à 6 points. Ces facettes étant déjà les moins extrapolés de tous les points, l'ajout d'un nouveau point de contrôle les rend presque interpolées et donc contribue à diminuer l'effet du déplacement du pédicule droit.

Tableau 3.9: Paramètres dépendants les plus influencés par la modification 1 avec 7 points de contrôle

T8	L3
<i>apo_tr_d</i> (196%)	<i>apo_tr_d</i> (179%)
<i>fasd</i> (122%)	<i>apo_tr_g</i> (109%)
<i>faid</i> (80%)	<i>fasd</i> (99%)
<i>apo_tr_g</i> (68%)	<i>faid</i> (57%)
<i>faig</i> (26%)	<i>faig</i> (26%)
<i>fasg</i> (18%)	<i>fasg</i> (0%)

Il est à noter qu'ici encore les paramètres les plus influencés (voir tableau 3.9) sont ceux situés du côté droit et les plus extrapolés.

Enfin, lorsque 2 autres points de contrôle sont ajoutés sur les extrémités des apophyses transverses (9 points), les effets sont diminués partout car les facettes articulaires sont presque interpolées maintenant (voir figures 3.13 et 3.14, et tableau A.6). De plus, le tableau 3.10 montre que, comparativement à la vertèbre T8, la facette articulaire inférieure droite de L3 est beaucoup

Tableau 3.10: Paramètres dépendants les plus influencés par la modification 1 avec 9 points de contrôle

T8	L3
<i>fasd</i> (65%)	<i>fasd</i> (62%)
<i>faid</i> (40%)	<i>faid</i> (20%)
<i>fasg</i> (15%)	<i>fasg</i> (19%)
<i>faig</i> (4%)	<i>faig</i> (3%)

moins influencée (-20%) pour les mêmes raisons que dans la modélisation avec 7 points de contrôle.

La modification 1 avec 6, 7 et 9 points de contrôle permet d'apprécier les différences de comportement du krigeage lorsque les points sont interpolés comparativement à la situation où ils sont extrapolés. En effet, dans tous les cas étudiés précédemment (modélisations à 6 et 16 points), les éléments postérieurs étaient presque tous extrapolés alors que dans ces cas-ci (modélisations avec 7 et 9 points de contrôle), les facettes articulaires supérieures sont de plus en plus interpolées et réagissent différemment. Dans le cas de l'interpolation, peu importe de quel côté de la vertèbre se trouvent les points, ils vont suivre le comportement du déplacement imposé. Les facettes articulaires gauches se trouvent, quant à elles, dans une région neutre où les effets s'annulent.

3.1.3.3 Influence des apophyses

L'influence d'erreurs de reconstruction sur les apophyses se manifeste dans trois modifications:

- 4) déplacement de l'apophyse épineuse;
- 5) déplacement de l'apophyse transverse droite;
- 6) déplacement de l'apophyse transverse gauche.

Comme mentionné plus haut (section 3.1.3), pour des raisons de symétrie des résultats, l'analyse de la modification 6 sera omise. Par conséquent, les effets des modifications 4 et 5 sur les éléments postérieurs de la vertèbre, à savoir les apophyses transverses et les facettes articulaires, seront étudiés plus particulièrement.

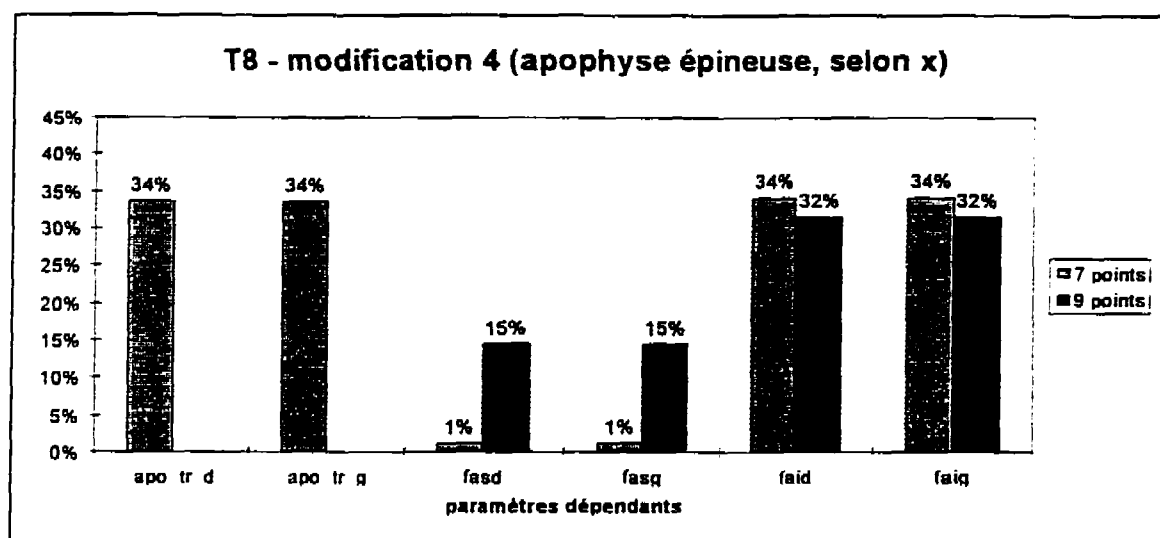


Figure 3.15: Effets sur la vertèbre T8 de la modification 4 (selon x) avec 7 et 9 points de contrôle

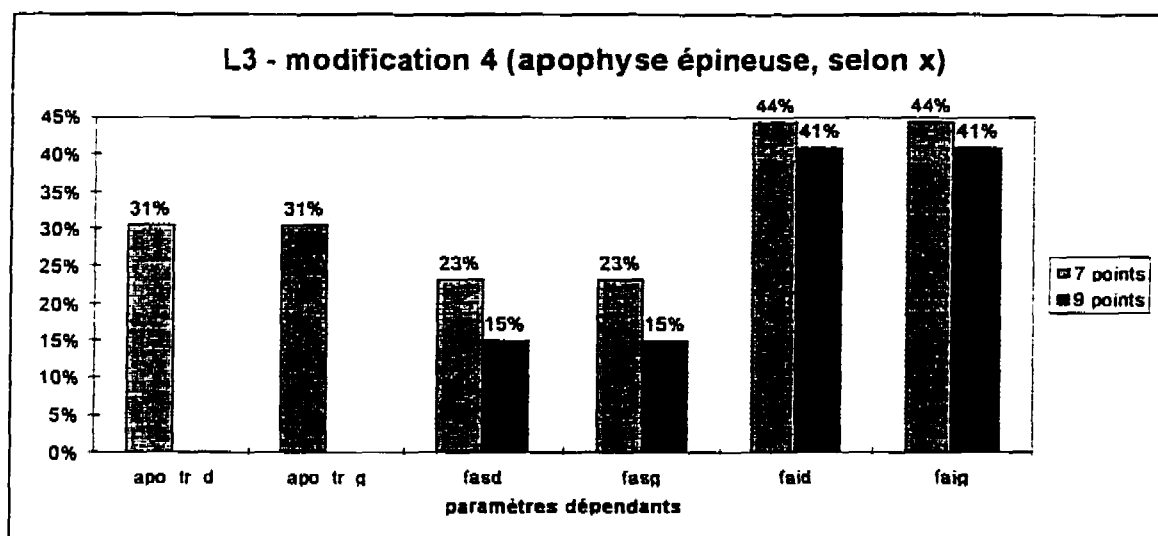


Figure 3.16: Effets sur la vertèbre L3 de la modification 4 (selon x) avec 7 et 9 points de contrôle

Les graphiques des figures 3.15 et 3.16 (voir aussi tableau A.7) montrent les paramètres les plus influencés par le déplacement de l'extrémité de l'apophyse épineuse (**modification 4**). Il est à noter que, de la même façon que pour la modification 1, les paramètres dépendants sont influencés avec la même amplitude peu importe la direction du déplacement de l'extrémité de l'apophyse épineuse. Les graphiques pour des déplacements selon x , y et z sont donc identiques et un seul est présenté ici. Dans ce cas-ci, les effets sont assez faibles (moins de 50%). De même que pour l'influence du corps vertébral, les facettes articulaires supérieures sont moins affectées que les facettes inférieures car elles sont plus proches des points de contrôles situés sur les pédicules et sont presque interpolées. Par contre, des différences existent entre les vertèbres L3 et T8 (voir tableau 3.11): 3% de moins pour les apophyses transverses de la vertèbre L3, 7% de plus pour les facettes articulaires inférieures et 22% de plus pour les facettes articulaires supérieures. Ces différences sont difficiles à expliquer étant donné le nombre de points de contrôle à considérer.

Avec 9 points de contrôle, les résultats sont identiques pour les facettes articulaires inférieures et très semblables pour les facettes supérieures (voir tableaux 3.12 et A.8). Ici, les différences entre T8 et L3 sont légèrement plus faibles (facettes articulaires inférieures: +7%; facettes articulaires supérieures: +14%).

Tableau 3.11: Différence entre les effets sur les vertèbres T8 et L3 pour la modification 4 avec 7 points de contrôle

PARAMÈTRES	T8	L3	Δ (L3-T8)
apo_tr_d	34%	31%	-3%
apo_tr_g	34%	31%	-3%
faid	34%	41%	+7%
faig	34%	41%	+7%
fasd	1%	23%	+22%
fasg	1%	23%	+22%

Tableau 3.12: Différence entre les effets sur les vertèbres T8 et L3 pour la modification 4 avec 9 points de contrôle

PARAMÈTRES	T8	L3	Δ (L3-T8)
faid	34%	41%	+7%
faig	34%	41%	+7%
fasd	1%	15%	+14%
fasg	1%	15%	+14%

Tableau 3.13: Différence entre les effets sur les vertèbres T8 et L3 pour la modification 5 avec 9 points de contrôle

PARAMÈTRES	T8	L3	Δ (L3-T8)
fasd	34%	23%	-11%
faid	17%	17%	+0%
fasg	13%	4%	-9%
faig	9%	6%	-3%

Enfin, la **modification 5 avec 9 points de contrôle** (voir tableaux 3.13 et A.9) permet de mesurer l'influence des apophyses transverses sur les facettes articulaires. La modification de l'apophyse transverse droite a plus d'effet sur les facettes articulaires droites que gauche de même que généralement plus d'effet sur les facettes supérieures qu'inférieures. Il est aussi à noter

que les effets sont encore plus faibles (inférieurs à 35%) que tous ceux présentés jusqu'ici. Étant donné le grand nombre de points de contrôle (9), il devient ici très difficile d'expliquer les différences entre les comportements des vertèbres T8 et L3.

3.1.3.4 Résumé

Pour résumer toutes ces informations, le tableau 3.5 est repris ici avec l'ajout d'une appréciation qualitative des effets étudiés. Voici l'échelle utilisée:

- 0- négligeable: 10% et moins
- 1- très faible: 11% à 25%
- 2- faible: 26% à 40%
- 3- moyen: 41% à 70%
- 4- élevé: 71% à 100%
- 5- très élevé: 101% à 150%
- 6- considérable: plus de 150%

Dans les colonnes de résultats du tableau 3.14, le premier chiffre représente l'effet sur la vertèbre T8 alors que le second est celui associé à la vertèbre L3. Ce tableau permet de tirer trois conclusions intéressantes:

- La modification des paramètres géométriques associés au corps vertébral (4 premières lignes du tableau) a souvent moins d'influence sur L3 que sur T8 (surtout sur

l'apophyse épineuse, dans le cas de la modification 4: élevé-négligeable avec 6 points, très élevé-faible avec 16 points).

- La modification des pédicules et de l'apophyse épineuse (5 lignes suivantes du tableau) a souvent plus d'influence sur L3 que sur T8. Pour la modification des pédicules, ce phénomène se constate sur l'apophyse épineuse (moyen-élevé), l'apophyse transverse gauche (avec 6 points, très faible-moyen) et les facettes articulaires gauches. Pour la modification de l'apophyse épineuse, ce phénomène se constate au niveau des facettes articulaires supérieures (négligeable-faible) et inférieures (faible-moyen).
- La modification des apophyses transverses (dernière ligne du tableau) a plus d'effet sur les facettes articulaires de la vertèbre T8 que sur celles de L3 (facettes droites: faible-très faible; facettes gauches: très faible-négligeable)

Tableau 3.14: Appréciation qualitative des effets avec 6 points de contrôle et plus

EFFET DE	TESTS		APPRÉCIATION QUALITATIVE DES RÉSULTATS				
	NB. PTS	MODIF.	APO.ÉPL	APO.TR.		F.A.SUP.	F.A.INF.
corps vertébral	6	3	4/0	1/0		1/1	3/3
corps vertébral	16	3	5/2	1/0		2/1	4/4
corps vertébral	16	12	0/0	3/3		1/1	1/1
corps vertébral	16	13	3/3	3/2		1/1	2/2
			APO.ÉPL	APO.TR.D	APO.TR.G	F.A.D.	F.A.G.
pédicule droit	6	1	3/4	6/6	1/3	5/5	1/2
pédicule droit	7	1		6/6	3/3	5/5	1/1
pédicule droit	9	1				3/3	0/1
			APO.ÉPL	APO.TR.		F.A.SUP.	F.A.INF.
apophyse épineuse	7	4		2/2		0/1	2/3
apophyse épineuse	9	4				0/1	2/3
			APO.ÉPL	APO.TR.		F.A.D.	F.A.G.
apophyses transverses	9	5				2/1	1/0

3.1.4 Synthèse

L'étude de sensibilité à la géométrie sur T8 et L3 a permis d'avoir une meilleure compréhension du fonctionnement du krigeage et peut-être d'en tirer certaines lois générales.

- Il existe très peu de couplage entre les **directions** x, y et z: lorsque qu'un déplacement

est imposé, seuls les paramètres mesurés dans la direction de ce déplacement sont affectés (sauf ceux où le contraire est spécifié).

- Le **sens** de l'effet sur les paramètres dépendants est souvent fonction du côté du plan de symétrie de la vertèbre (plan $y = 0$, sagittal) où le point dont le déplacement est imposé se trouve. Si la déformation est symétrique (par exemple, modification de la hauteur du corps vertébral), tous les points associés aux paramètres dépendants suivront le sens de la déformation. Si la déformation est asymétrique (par exemple, déplacement du pédicule droit), les points interpolés ainsi que les points extrapolés situés du même côté que le point déplacé suivront le sens du déplacement alors que les points extrapolés situés du côté opposé iront généralement dans le sens inverse.
- Tous les paramètres mesurés dans la même direction que le déplacement imposé sont influencés de façon **linéaire** (sauf pour l'apophyse épineuse mais dans ce cas la relation était quasi-linéaire). Certains paramètres ont été influencés de façon non-linéaire mais ces effets restent toujours dans les limites de la catégorie dite 'négligeable' (moins de 10%, voir section 3.1.3.4) et ont toujours été observés sur des paramètres mesurés dans une direction autre que celle du déplacement imposé.
- En général, les éléments **les plus influencés** sont les points extrapolés les plus éloignés des points de contrôle (apophyse épineuse, apophyses transverses, facettes articulaires inférieures) ou encore, lorsque la déformation de la vertèbre n'est pas symétrique par rapport au plan $y = 0$, ceux situés du côté des points de contrôles auxquels est imposé un déplacement.
- L'**amplitude** de l'effet sur chaque paramètre se comporte différemment selon que le point mesuré par ce paramètre se trouve interpolé ou extrapolé: si le point est extrapolé, plus il se trouve loin du plan normal à la direction du déplacement imposé et passant par le centroïde des points de contrôle, plus il est influencé; si le point est interpolé, l'effet est local et diminue en s'éloignant du point déplacé.

Ces règles semblent s'appliquer dans la plupart des cas et permettent ainsi de prédire de façon qualitative le comportement de la modélisation géométrique des vertèbres.

De plus, pour le cas particulier de la modification 1 (déplacement du pédicule droit) avec 6 points de contrôle, une méthode quantitative de prédiction des résultats de cette étude de sensibilité a été développée. Basée sur une approximation à un problème dans le plan transverse et une distribution linéaire des effets, cette méthode permet, en tenant compte des positions de chaque point de contrôle, d'expliquer les différences entre les effets sur les divers paramètres géométriques de même que les différences entre les effets sur les vertèbres T8 et L3. Les autres combinaisons de modifications et de points de contrôle pourraient probablement aussi être solutionnées de façon quantitative mais l'accroissement de la complexité du problème dû à l'ajout de points de contrôle justifie la difficulté d'expliquer les différences d'effets entre les vertèbres T8 et L3 pour les autres cas.

Ainsi, des différences notables ont été observées entre les résultats obtenus avec les vertèbres L3 et T8. Ces différences ne se situent pas au niveau de la direction ou du sens des paramètres influencés mais plutôt au niveau de l'amplitude des effets et sont souvent explicables par les différences géométriques au niveau de la morphologie de chacune des deux vertèbres. La vertèbre L3 est plus affectée que T8 par des modifications des pédicules alors que la vertèbre T8 est plus influencée que L3 par des modifications du corps vertébral. En effet, les modifications du corps vertébral sont des modifications symétriques qui ont des effets sur les parties les plus extrapolées, ce qui est le cas des apophyses de la vertèbre T8, alors que les modifications des pédicules sont des modifications asymétriques par rapport au plan sagittal et qui ont un plus grand effet sur une vertèbre plus large comme L3.

Pour certaines modifications, l'ajout de points de contrôle augmente la sensibilité des éléments postérieurs: c'est le cas de la modification 4 (modification de la hauteur du corps vertébral) lorsque des points de contrôle sont ajoutés sur le corps vertébral (16

points). Pour la modification 1 (déplacement du pédicule droit), l'ajout d'un point de contrôle sur l'apophyse épineuse (7 points) augmente la sensibilité de l'apophyse transverse gauche de la vertèbre T8 et diminue celle de la facette articulaire gauche de la vertèbre L3, alors que l'ajout de points de contrôle sur les apophyses transverses (9 points) diminue la sensibilité de toutes les facettes articulaires. D'autre part, pour la modification 4 (modification de l'apophyse épineuse), le passage de 7 à 9 points de contrôle n'a aucun effet sur la sensibilité des facettes articulaires.

Enfin, les effets, par ordre décroissant d'importance, sont constatés sur:

- l'apophyse transverse droite et les facettes articulaires droites pour la modification du pédicule droit avec 6 et 7 points de contrôle (effets plus grands que 100%); les résultats sont symétriques pour la modification du pédicule gauche;
- l'apophyse épineuse de la vertèbre T8 pour la modification de la hauteur du corps vertébral (effet plus grand que 70%);
- l'apophyse épineuse de la vertèbre L3 pour la modification du pédicule droit (effet plus grand que 70%);
- les facettes articulaires inférieures des deux vertèbres pour la modification de la hauteur du corps vertébral avec 16 points de contrôle (effets plus grands que 70%);

Les autres effets sont tous inférieurs ou égaux à 70% de l'amplitude de la modification imposée.

3.2 Étude de sensibilité au profil de krigeage

L'étude de sensibilité au profil de krigeage a été réalisée sur des vertèbres dorsales et lombaires, saines (T8 et L3) et scoliotiques (T6 et L2). Pour chaque vertèbre, 48 modélisations différentes ont été obtenues en variant le nombre de points de contrôle et le profil de krigeage (dérive et covariance). Afin de comparer la qualité des modélisations entre elles, deux critères ont été utilisés: le critère paramétrique (C_P , voir section 2.3.3)

et le critère volumique (C_v , voir section 2.3.4).

Dans les graphiques présentés à cette section, des abréviations seront utilisées pour représenter les profils de krigeage. La dérive est représentée par la lettre d et la covariance par la lettre c . Chaque lettre est suivie d'un chiffre représentant le degré de la fonction: 0) constante, 1) linéaire, 2) quadratique, 3) cubique, 4) logarithmique. Ainsi, l'abréviation $d1c4$, par exemple, signifie que la dérive est linéaire et la covariance, logarithmique.

3.2.1 Vertèbres normales

La première partie de cette étude a été effectuée sur 2 vertèbres saines: T8 et L3.

3.2.1.1 Analyse paramétrique

Les graphiques des figures 3.17 et 3.18 montrent les valeurs du critère paramétrique (C_p) pour les vertèbres T8 et L3 respectivement. Dans les deux cas, il est facilement observable que les profils de krigeage utilisant une dérive constante ($d0c*$) donnent les pires résultats et que ceux utilisant une dérive linéaire ($d1c*$) ou cubique ($d3c*$) donnent généralement les meilleurs.

D'autre part, le graphique de la figure 3.19 montre que, pour la vertèbre T8, il n'y a pas d'amélioration de la modélisation avec 7 et 9 points de contrôle par rapport à 6 points et que le critère paramétrique atteint son minimum à 13 et 23 points de contrôle. Le graphique de la figure 3.20 montre quant à lui que, pour la vertèbre L3, le critère paramétrique diminue graduellement de 6 à 23 points, bien que stable à 9 points.

Pour la dérive linéaire, dans la plupart des combinaisons de points de contrôle, la covariance cubique donne les pires résultats alors que les meilleurs sont obtenus avec les covariances linéaire et logarithmique.

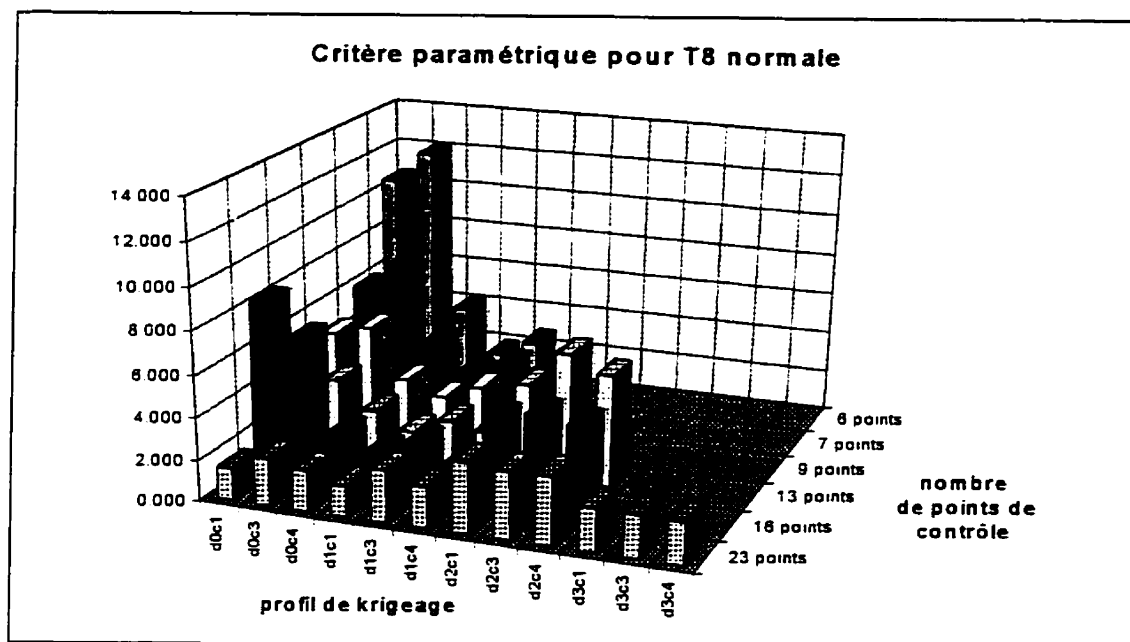


Figure 3.17: Critère paramétrique pour la vertèbre T8 saine en fonction des combinaisons de points de contrôle et de profils de krigeage

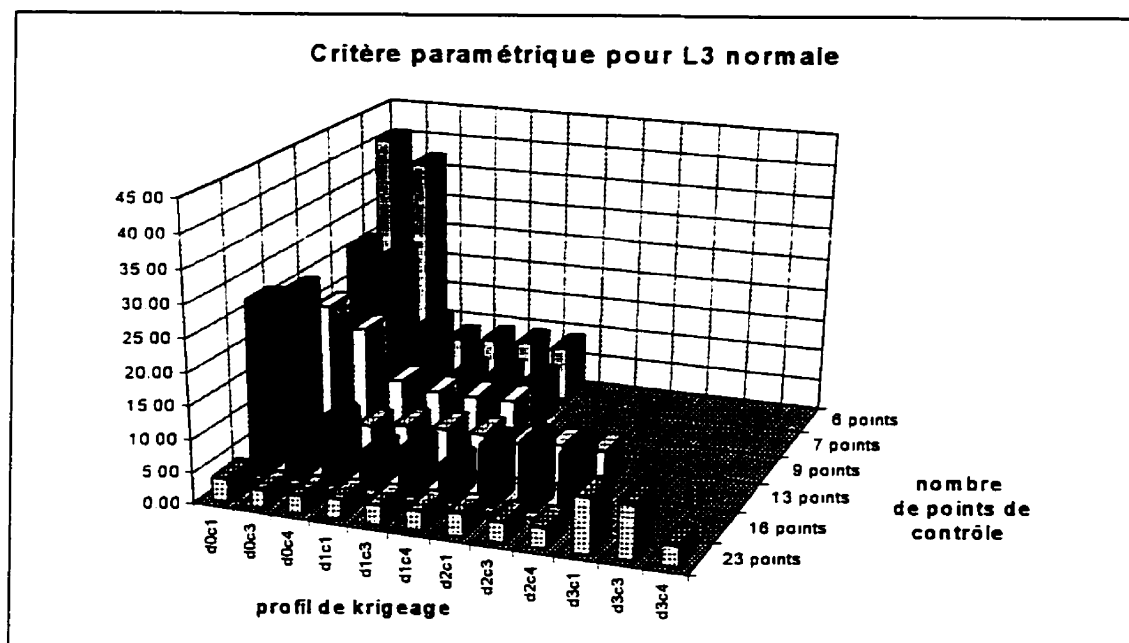


Figure 3.18: Critère paramétrique pour la vertèbre L3 saine en fonction des combinaisons de points de contrôle et de profils de krigeage

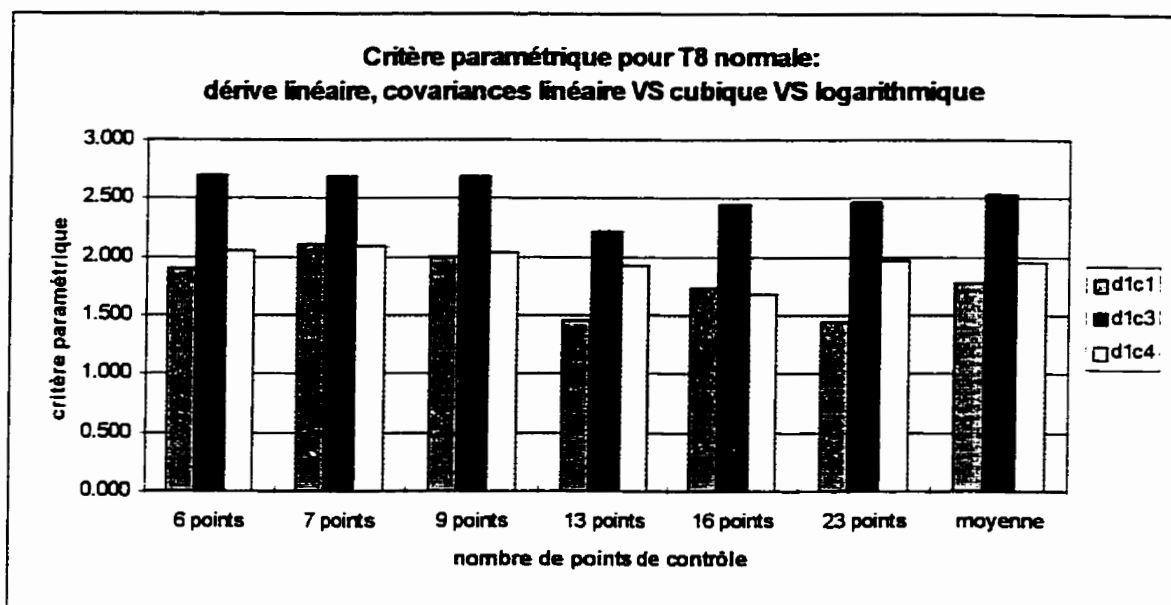


Figure 3.19: Critère paramétrique pour la vertèbre T8 saine avec une dérive linéaire en fonction des combinaisons de points de contrôle

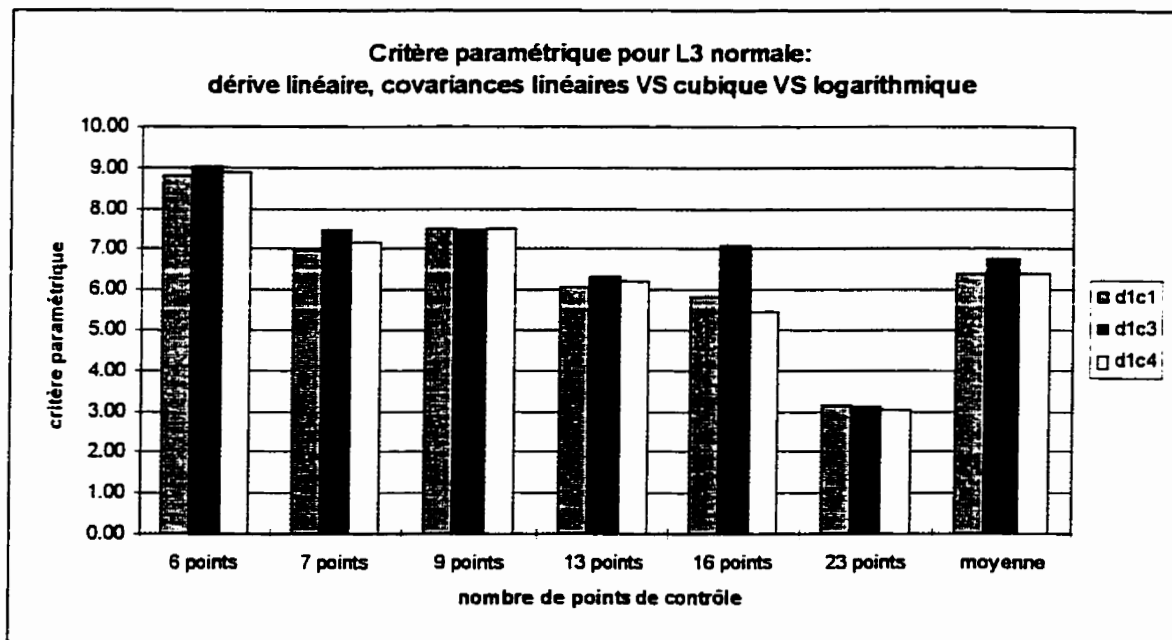


Figure 3.20: Critère paramétrique pour la vertèbre L3 saine avec une dérive linéaire en fonction des combinaisons de points de contrôle

3.2.1.2 Analyse volumique

Les graphiques des figures 3.21 et 3.22 présentent les valeurs du critère volumique pour les vertèbres T8 et L3 respectivement. À première vue, ces graphiques permettent de constater que, comme précédemment, les plus grandes valeurs de critère volumique sont obtenues avec la dérive constante et que les plus petites valeurs sont généralement obtenues avec la dérive linéaire.

Sur les graphiques des figures 3.23 et 3.24, il est à noter que, pour la dérive linéaire, les trois covariances donnent des résultats très semblables, bien que la covariance cubique produise systématiquement les pires résultats. De plus, pour la vertèbre T8, le critère volumique diminue beaucoup lors de l'ajout d'un point de contrôle sur l'extrémité de l'apophyse épineuse (7 points) et reste ensuite stable avec l'ajout des autres points, à l'exception d'un soubresaut à une valeur intermédiaire pour la modélisation avec 16 points de contrôle (points de contrôle ajoutés seulement sur le contour du corps vertébral). Cependant, pour la vertèbre L3, le comportement du critère volumique diminue très faiblement de 6 à 13 points de contrôle puis plus abruptement pour 16 et 23 points.

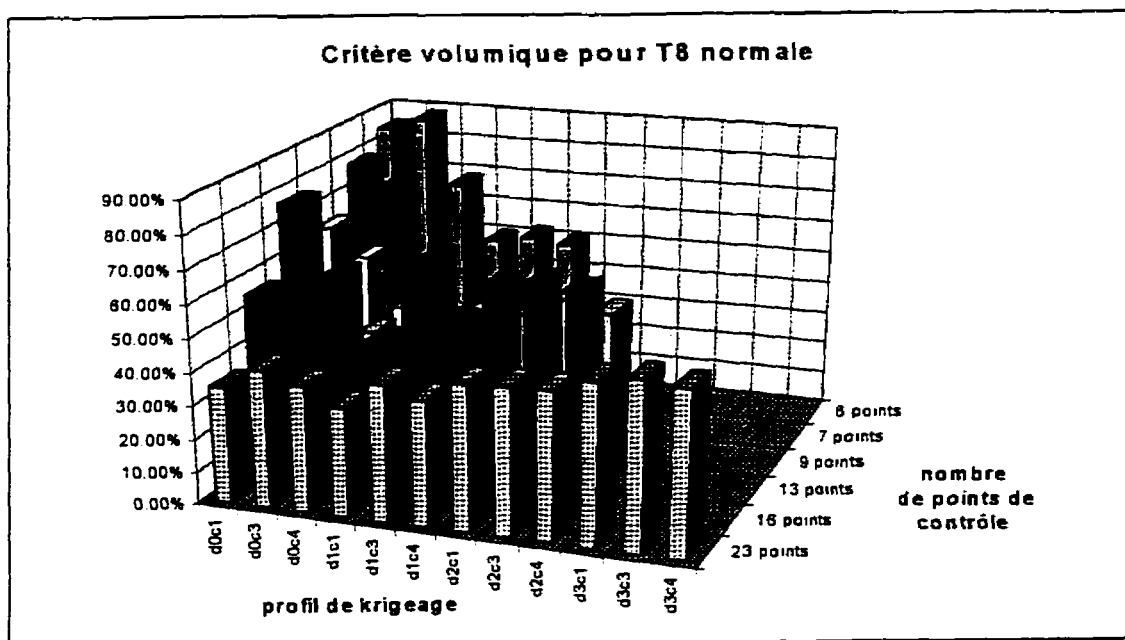


Figure 3.21: Critère volumique pour la vertèbre T8 saine en fonction des combinaisons de points de contrôle et de profils de krigeage

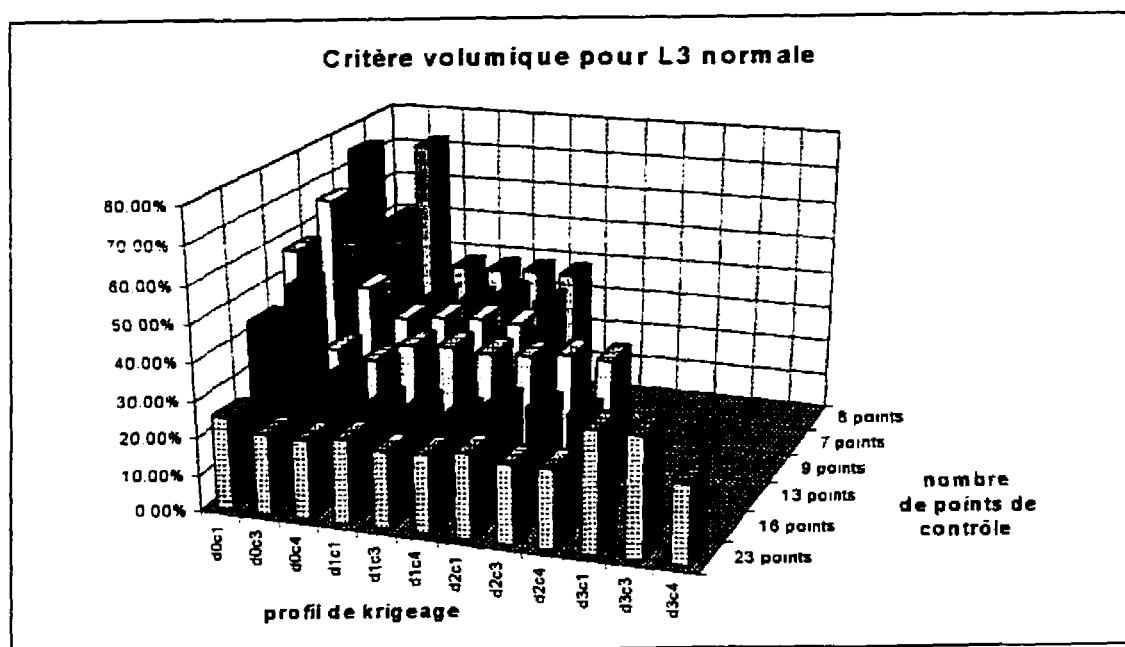


Figure 3.22: Critère volumique pour la vertèbre L3 saine en fonction des combinaisons de points de contrôle et de profils de krigeage

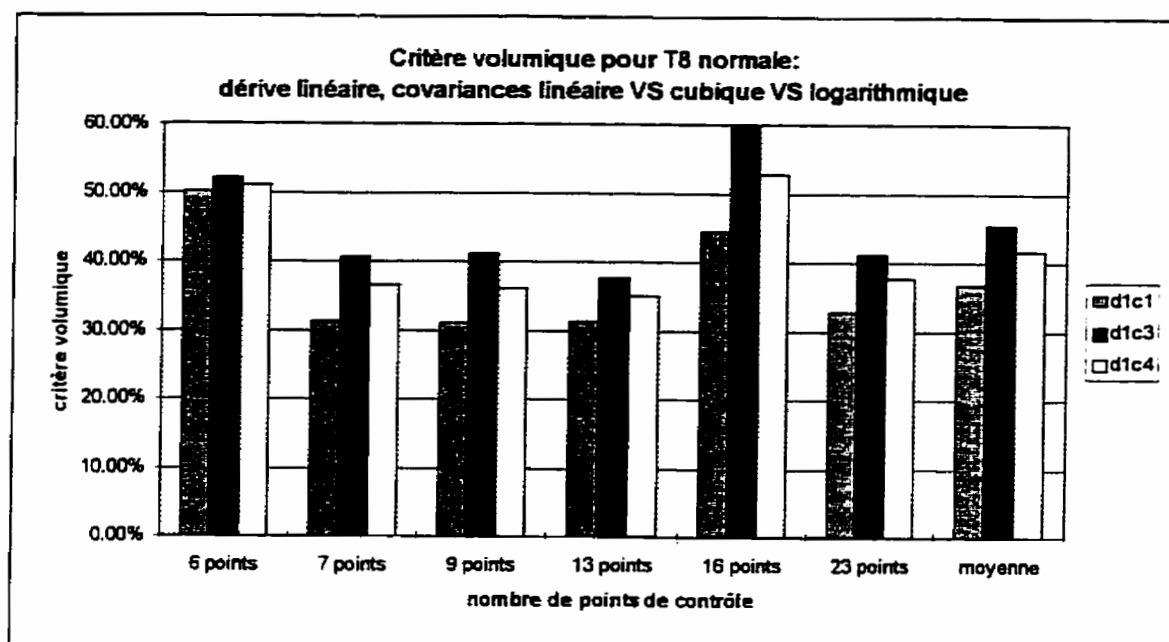


Figure 3.23: Critère volumique pour la vertèbre T8 saine avec une dérive linéaire en fonction des combinaisons de points de contrôle

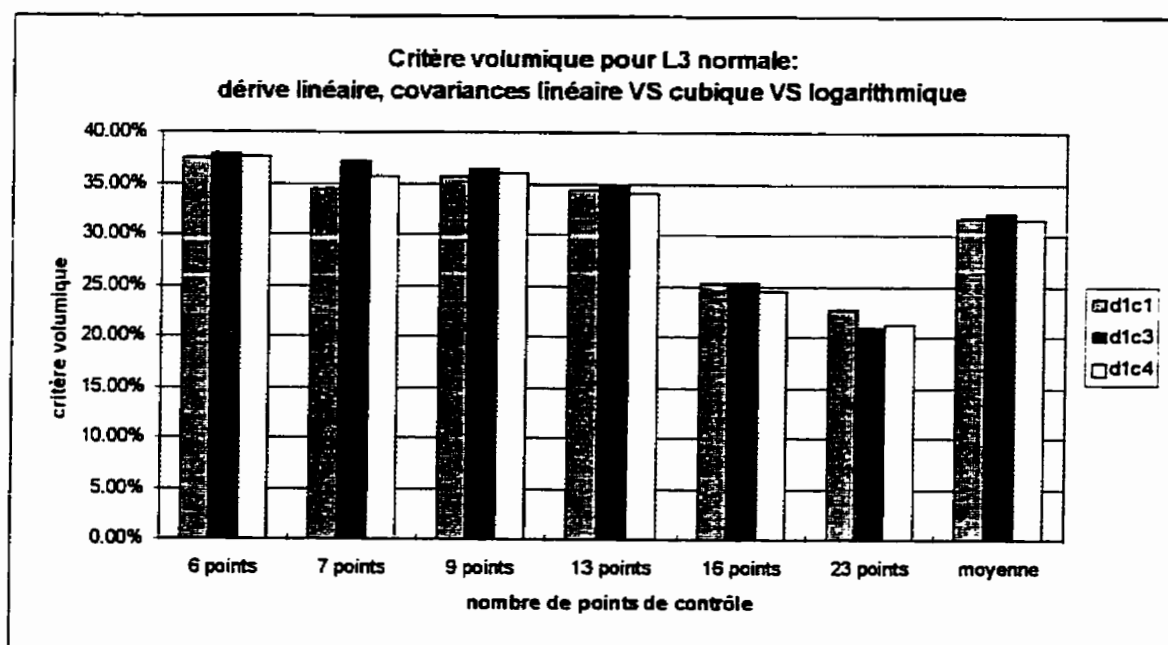


Figure 3.24: Critère volumique pour la vertèbre L3 saine avec une dérive linéaire en fonction des combinaisons de points de contrôle

3.2.2 Vertèbres scoliotiques

La seconde partie de cette étude a été effectuée sur 2 vertèbres scoliotiques: T6 et L2.

3.2.2.1 Analyse paramétrique

Les graphiques des figures 3.25 et 3.26 montrent encore une fois que le critère paramétrique est maximum lorsque la dérive constante est utilisée et minimum lorsque la dérive linéaire est utilisée.

De plus, le graphique de la figure 3.27 permet de constater que l'amélioration de la modélisation due à l'ajout de points de contrôle sur la vertèbre T6 est marginale, alors que le graphique de la figure 3.28 montre que le critère paramétrique diminue de façon beaucoup plus rapide avec l'ajout de points de contrôle sur la vertèbre L2 (à l'exception du cas à 16 points de contrôle).

3.2.2.2 Analyse volumique

Les graphiques des figures 3.29 et 3.30 présentent les valeurs du critère volumique pour les vertèbres T6 et L2 respectivement. Ici encore, les plus grandes valeurs de critère volumique sont obtenues avec la dérive constante et les plus petites valeurs sont obtenues avec la dérive linéaire, bien qu'il n'y ait peu de différence pour les dérivées d'ordre supérieur (quadratique et cubique).

Sur les graphiques des figures 3.31 et 3.32, il est à noter que, pour la dérive linéaire, les trois covariances donnent des résultats très semblables, bien que la covariance cubique produise des résultats légèrement moins bons. De plus, pour la vertèbre T6, le critère volumique augmente légèrement lors de l'ajout de l'apophyse épineuse (7 points) pour ensuite diminuer avec l'ajout des autres points, à l'exception d'un soubresaut à une valeur intermédiaire pour la modélisation avec 16 points de contrôle. Cependant, pour la vertèbre L2, le comportement du critère volumique diminue lentement de 6 à 23 points de contrôle avec un soubresaut à 16 points.

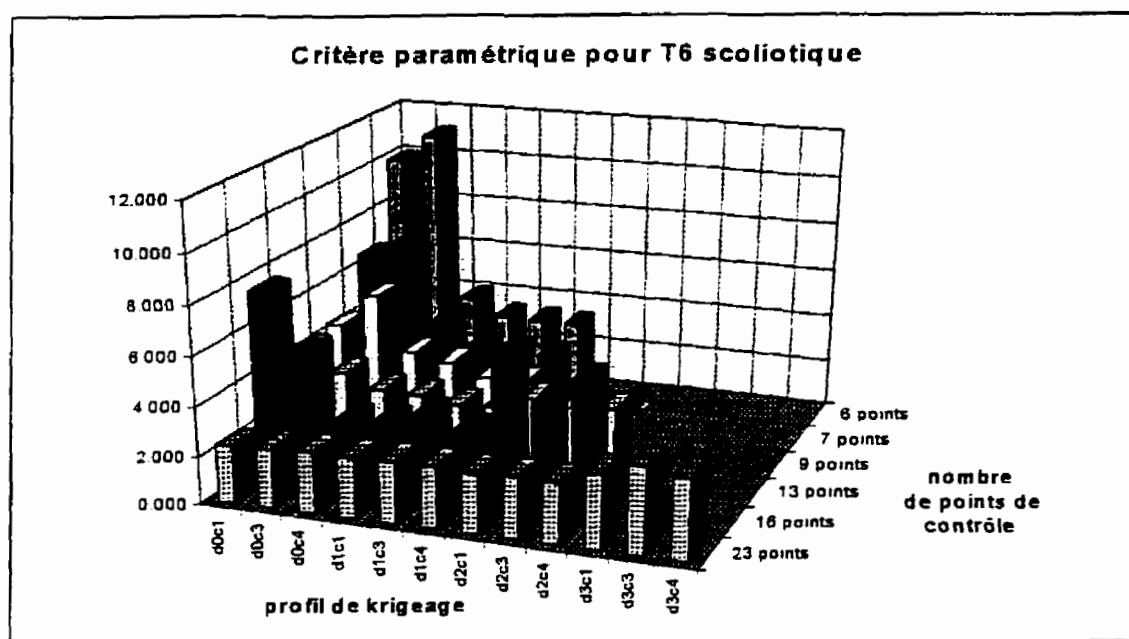


Figure 3.25: Critère paramétrique pour la vertèbre T6 scoliotique en fonction des combinaisons de points de contrôle et de profils de krigage

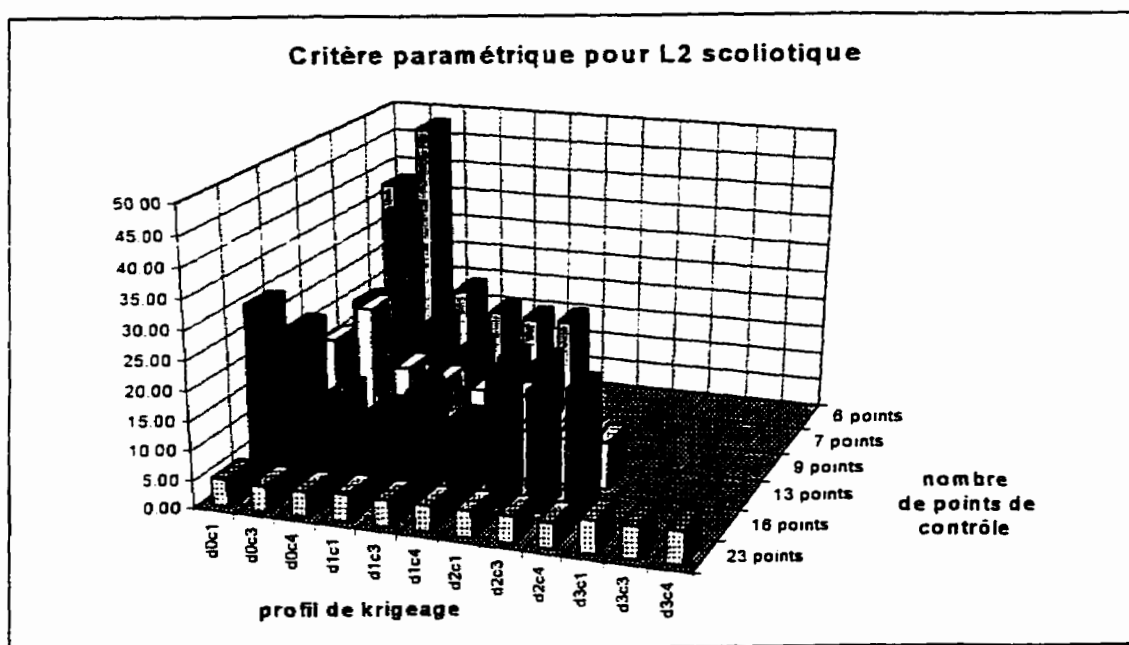


Figure 3.26: Critère paramétrique pour la vertèbre L2 scoliotique en fonction des combinaisons de points de contrôle et de profils de krigage

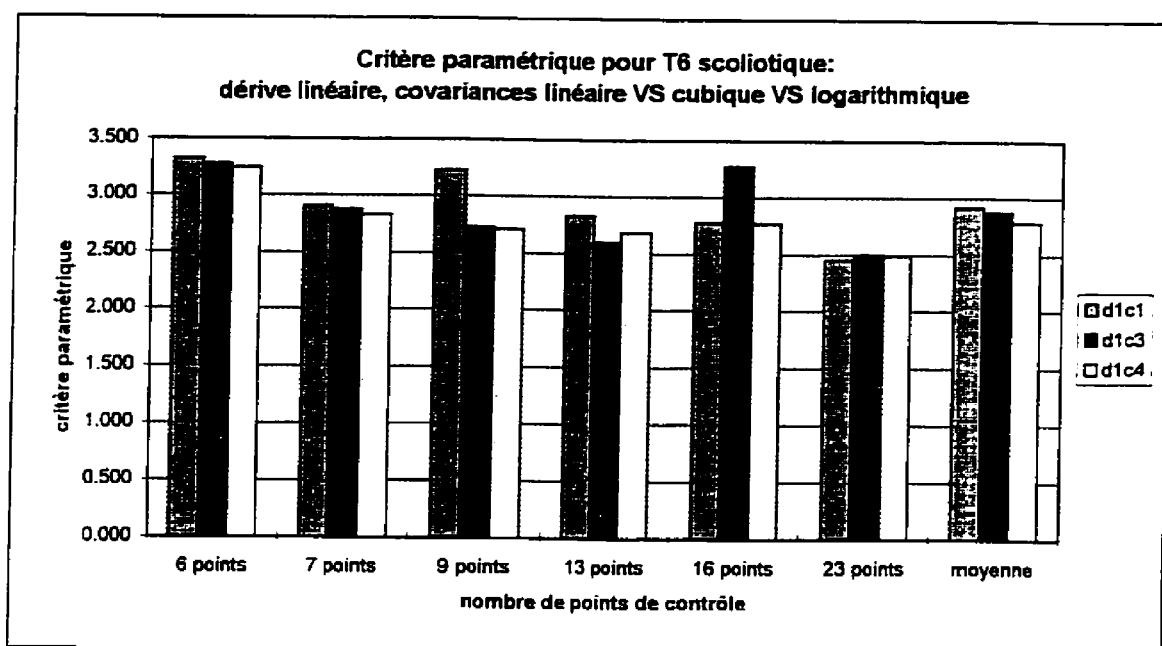


Figure 3.27: Critère paramétrique pour la vertèbre T6 scoliotique avec une dérive linéaire en fonction des combinaisons de points de contrôle

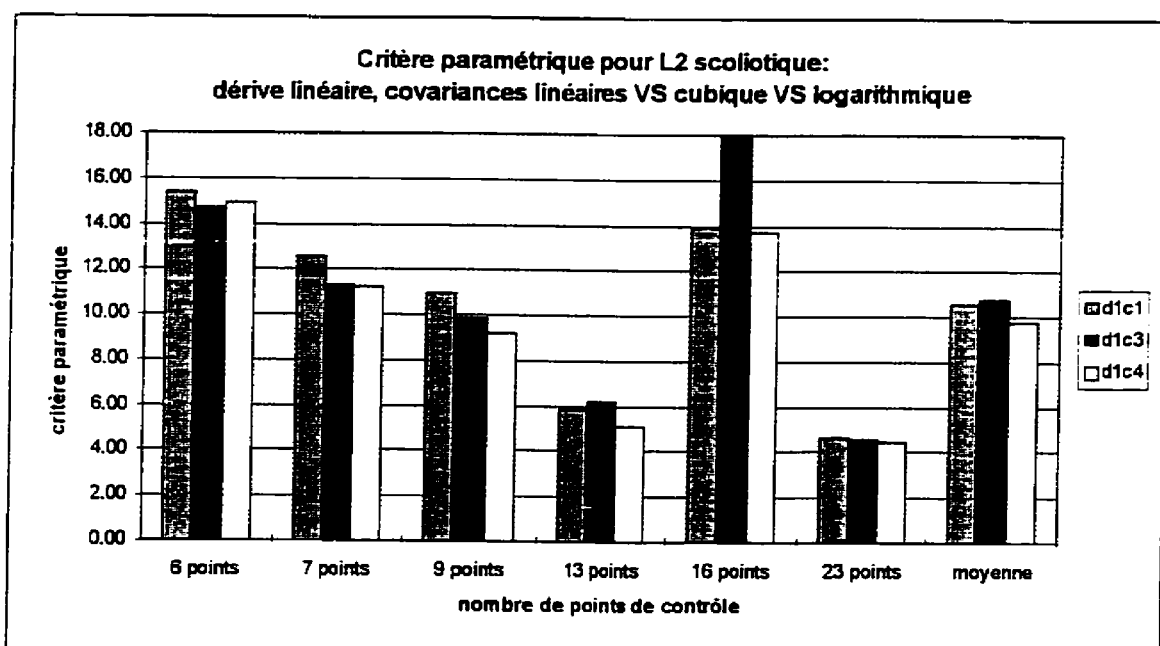


Figure 3.28: Critère paramétrique pour la vertèbre L2 scoliotique avec une dérive linéaire en fonction des combinaisons de points de contrôle

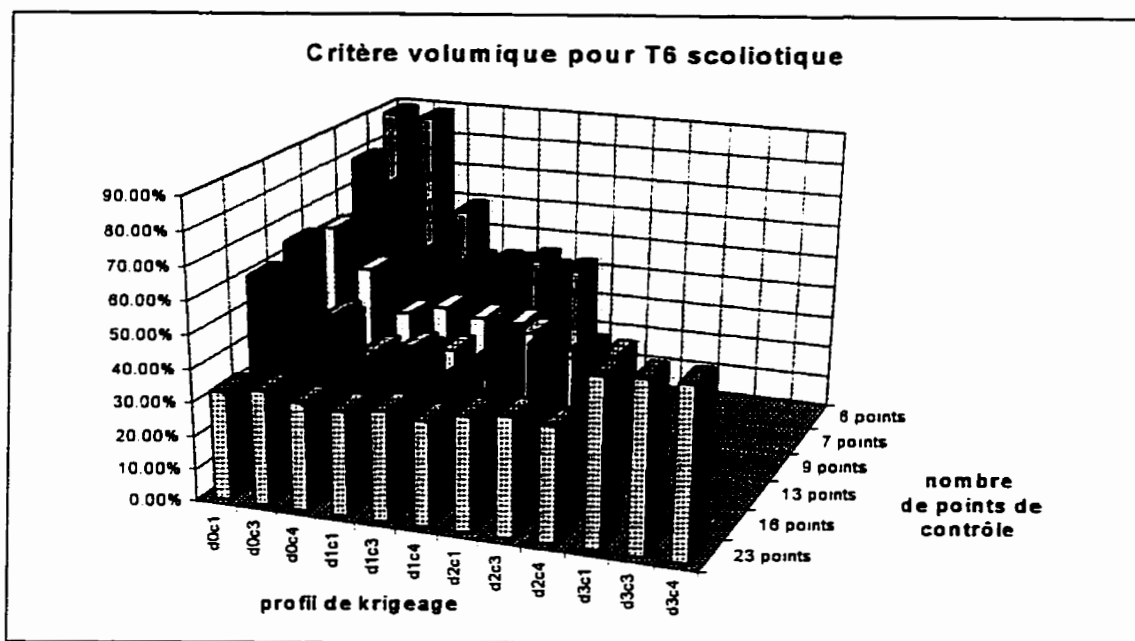


Figure 3.29: Critère volumique pour la vertèbre T6 scoliotique en fonction des combinaisons de points de contrôle et de profils de krigeage

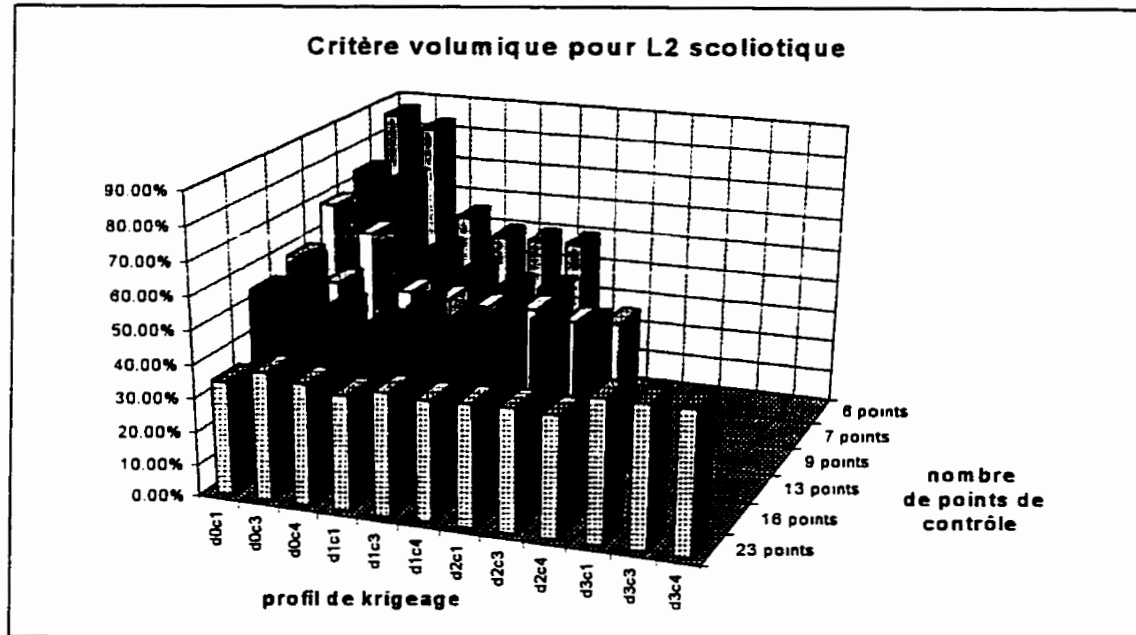


Figure 3.30: Critère volumique pour la vertèbre L2 scoliotique en fonction des combinaisons de points de contrôle et de profils de krigeage

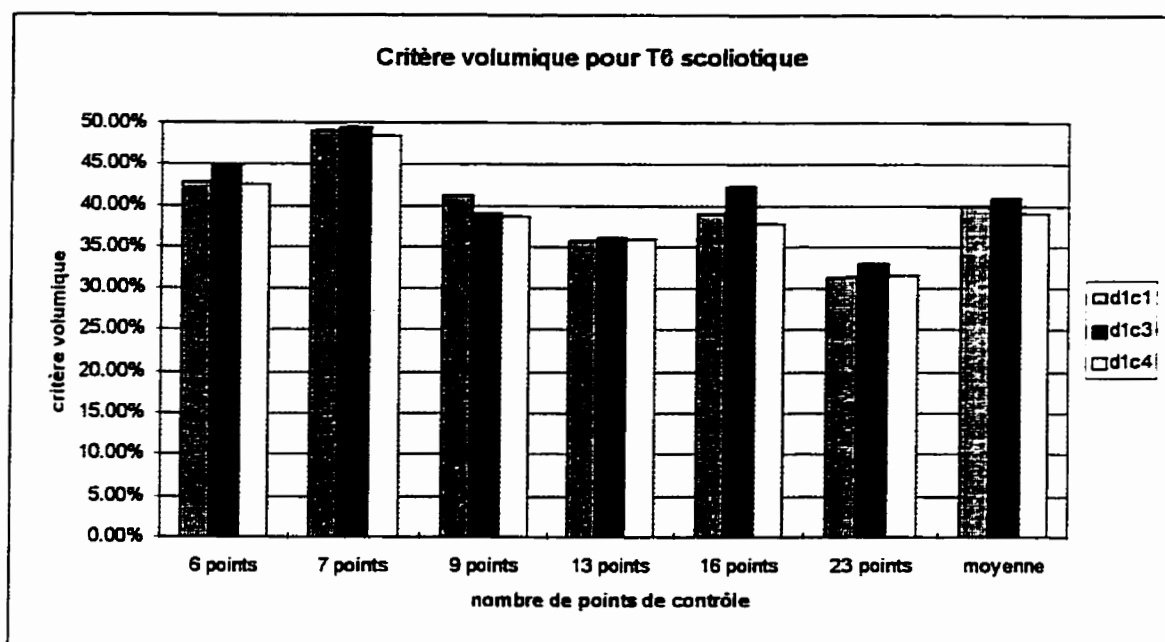


Figure 3.31: Critère volumique pour la vertèbre T6 scoliotique avec une dérive linéaire en fonction des combinaisons de points de contrôle

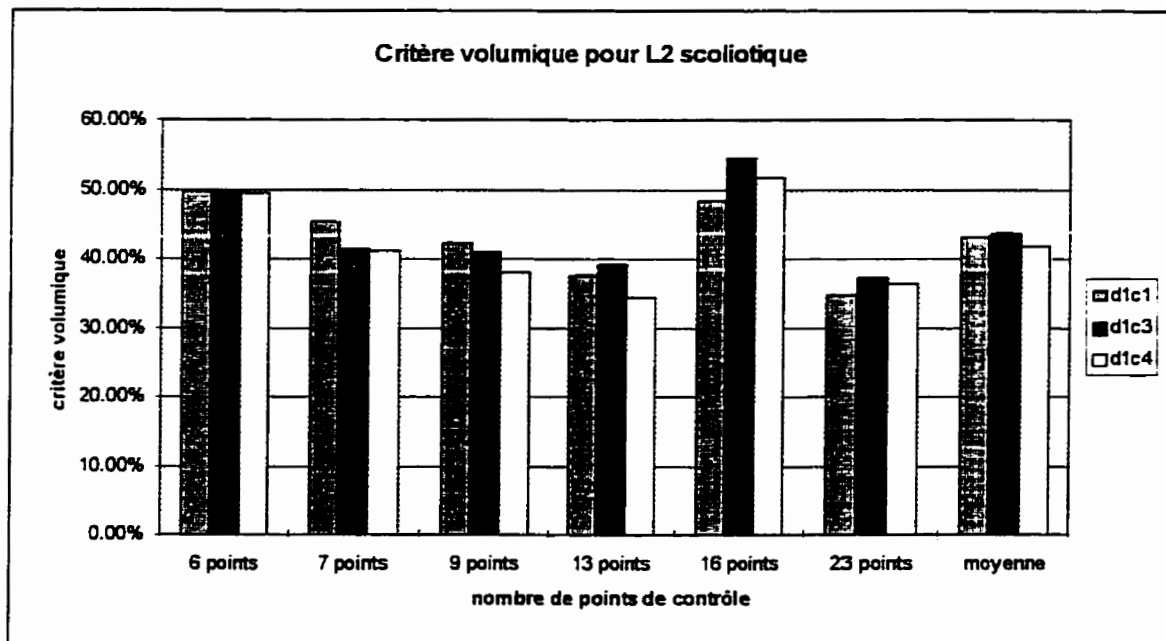


Figure 3.32: Critère volumique pour la vertèbre L2 scoliotique avec une dérive linéaire en fonction des combinaisons de points de contrôle

3.2.3 Synthèse

Plusieurs constats peuvent être effectués en analysant l'ensemble des résultats présentés ci-dessus. Il faut d'abord remarquer que l'ordre de grandeur des critères volumiques est à peu près le même pour les vertèbres saines et scoliotiques, soit entre 35% et 50% pour une dérive et une covariance linéaires avec 6 points. Par contre, pour le critère paramétrique, les valeurs obtenues pour les vertèbres scoliotiques sont environ 50% plus élevées que celles obtenues pour les vertèbres saines. Ce phénomène s'explique par le fait que certaines régions anatomiques de la vertèbre (l'apophyse épineuse par exemple) occupent un volume important par rapport à l'ensemble de la vertèbre tout en ayant peu d'influence sur le modèle mécanique de la colonne vertébrale, ce qui diminue la valeur du critère paramétrique pour les vertèbres scoliotiques.

De plus, de façon générale, l'étude de sensibilité au profil de krigeage démontre que la combinaison d'une dérive linéaire avec une covariance linéaire ou logarithmique donne les meilleurs résultats dans la plupart des cas, autant selon le critère paramétrique que selon le critère volumique.

Les conclusions sont cependant moins claires concernant le nombre de points de contrôle optimal à utiliser. L'ajout de points de contrôle sur le corps vertébral (16 points) semble être une stratégie peu efficace pour améliorer la modélisation, compte tenu du nombre de points ajoutés. D'autre part, l'ajout de points de contrôle sur les éléments postérieurs (9 et 13 points) donne des meilleurs résultats qu'avec les 6 points de base. Cependant, lorsque seulement 7 points sont utilisés, les deux critères montrent une légère amélioration de la modélisation sauf dans deux cas (C_P pour T8 saine et C_V pour T6 scoliotique) où il y a légère détérioration. Ceci peut être imputable à la difficulté, avec un outil de manipulation d'objets tridimensionnels, de repérer, sur le modèle surfacique de la vertèbre à modéliser, un point de contrôle correspondant exactement à celui de la primitive anatomique: l'extrémité de l'apophyse épineuse, par exemple, était en réalité le point le plus postérieur sur l'apophyse, point parfois difficile à localiser avec précision sur

certaines vertèbres. Cette difficulté se rencontre aussi lors de la numérisation de ce point sur une radiographie frontale où il est plus difficile de repérer l'extrémité postérieure que l'extrémité inférieure de l'apophyse épineuse. Il est donc possible que ces deux extrémités aient été confondues dans le cas des vertèbres dorsales (T8 saine et T6 scoliotique). Dans cette situation (il semble que cela soit le cas), les observations sur les vertèbres lombaires seraient plus représentatives de la tendance générale et indiqueraient que l'ajout de points de contrôle sur l'apophyse épineuse améliore la modélisation géométrique. Néanmoins, si ce n'était pas le cas, ces observations indiqueraient que l'ajout des points de contrôle sur les apophyses transverses et sur les facettes articulaires serait plus bénéfique à la modélisation géométrique que l'ajout d'un point de contrôle sur l'apophyse épineuse. Ces observations seront discutées dans leur ensemble à la section suivante.

3.3 Discussion générale

L'étude de sensibilité à la géométrie avait pour but d'évaluer la sensibilité de la modélisation géométrique des vertèbres aux erreurs de reconstructions. Les résultats de cette étude ont infirmé la première hypothèse de ce projet qui stipulait qu'une erreur de reconstruction des points de contrôle d'une vertèbre n'affecte que la géométrie avoisinante à cette perturbation (voir section 2.1). En effet, une erreur sur un pédicule affecte toute la vertèbre, y compris les éléments situés de l'autre côté du plan sagittal. De la même façon, une erreur sur la hauteur du corps vertébral affecte non seulement la partie antérieure de la vertèbre mais aussi les éléments postérieurs comme les apophyses épineuse et articulaires. Bref, les points de contrôle ont un contrôle local sur les éléments interpolés de la vertèbre alors qu'ils ont un contrôle global sur les éléments extrapolés. Ce contrôle diminue en s'éloignant des points de contrôle pour la région interpolée. Cependant, pour la région extrapolée, deux effets se superposent: l'effet local stabilisateur des points de contrôle fixes et l'amplification globale de l'effet du point de contrôle perturbé. Ce second effet surpasse souvent le premier, amplifiant ainsi l'effet

des erreurs de reconstruction en s'éloignant des points de contrôle. Ces constatations permettent d'ailleurs d'expliquer les différences de comportement entre les vertèbres dorsales et lombaires à partir des différences morphologiques de ces deux types de vertèbres.

De plus, cette étude a démontré que, bien qu'il y ait un certain couplage entre les directions x , y et z dans la formulation mathématique des équations de krigeage utilisée (voir section 1.3.2.4), il n'en existe peu ou pas dans l'effet des erreurs de reconstruction de certains points de contrôle sur le reste de la géométrie de la vertèbre modélisée et que cet effet est linéaire (avec une dérive et une covariance linéaires) dans la plupart des cas.

Enfin, la quantification des résultats de l'étude de sensibilité à la géométrie permet d'affirmer que, d'une part, des erreurs sur la position des points de contrôle ont moins d'effet si le nombre de points de contrôle augmente et que, d'autre part, les vertèbres lombaires semblent être plus affectées par des erreurs sur les points de contrôle associés aux pédicules alors que les vertèbres dorsales sont plus influencées par des erreurs dans la région du corps vertébral. Il faut cependant mentionner qu'il est parfois difficile de comparer les effets entre eux puisque l'amplitude de ces effets diminue lorsque des points de contrôle sont ajoutés.

La principale lacune de cette étude est l'absence de paramètres géométriques pour décrire la cunéiformisation de la vertèbre. En effet, le corps vertébral est décrit par seulement 3 paramètres: sa hauteur (*hauteur_cv*) et ses diamètres latéral (*acv*) et antéro-postérieur (*bcv*). Ces paramètres supposent que le corps vertébral est cylindrique et que ses plateaux sont parallèles entre eux. Il serait pertinent de définir d'autres paramètres pour caractériser la cunéiformisation du corps vertébral, en s'inspirant de ceux de Berry et coll. (1987) ou de Panjabi et coll. (1992), et d'évaluer l'effet sur le reste de la vertèbre de la modification de l'angle de cunéiformisation par exemple.

De plus, cette étude n'a considéré, pour les facettes articulaires zygapophysiales, que les paramètres associés aux coordonnées des extrémités des facettes. Il serait aussi

approprié de considérer l'effet de la modification d'un paramètre indépendant sur les paramètres de forme et d'orientation associés aux facettes zygapophysaires ainsi que sur les paramètres associés aux facettes costales et costo-transverses. Il était cependant difficile de tenir compte de ces paramètres car les facettes sont parfois modélisées par des plans, des cylindres ou des sphères et des paramètres différents sont associés à chacun de ces types de surface (voir figure 1.8). Néanmoins, il est possible de prévoir, à partir de l'ensemble des résultats obtenus, les effets sur les paramètres de forme et d'orientation des facettes. La forme des facettes zygapophysaires sera probablement très peu affectée par des erreurs de reconstruction sur les points de contrôle. Cependant, leur orientation pourrait être affectée par des erreurs de reconstruction dans les direction x ou y , sur les pédicules ou les apophyses transverses. Une erreur dans la direction x aurait pour effet d'étirer la facette dans cette direction et donc de l'orienter plus latéralement, alors qu'une erreur dans la direction y l'orienterait plus postérieurement ou antérieurement (dépendant de son orientation initiale). Une erreur dans la direction z n'aurait vraisemblablement presque aucun effet car les facettes sont quasi verticales. Pour ce qui est des facettes costales et costo-transverses, les mêmes principes s'appliquent en considérant leur orientation initiale. Enfin, la position des facettes costales suivra la déformation du corps vertébral tandis que celle des facettes costo-transverse suivra la déformation des apophyses transverses.

L'étude de sensibilité au profil de krigeage avait quant à elle pour objectif de déterminer l'effet du rajout de points de contrôle et du changement de profil de krigeage (dérive et covariance) sur la qualité de la modélisation géométrique par krigeage des vertèbres normales et scoliotiques. Cette étude a d'abord permis de faire le constat que les vertèbres scoliotiques sont moins bien modélisées que les vertèbres saines (C_p 1,5 fois plus élevé pour les scoliotiques).

La seconde hypothèse de travail, à savoir que l'ajout de points de contrôle sur les

éléments postérieurs améliorerait significativement la modélisation géométrique des vertèbres scoliotiques à cause des asymétries typiques à ce genre de vertèbres, a été confirmée dans la plupart des cas. En effet, il existe des cas où l'utilisation de 7 points de contrôle (ajout d'un point sur l'extrémité de l'apophyse épineuse) a empiré la modélisation, selon un seul des deux critères utilisés (C_P pour T8 saine, voir figure 3.19, et C_V pour T6 scoliotique, voir figure 3.31). Par contre, avec 9 (ajout des apophyses transverses) et 13 points de contrôle (ajout des facettes articulaires), les résultats sont toujours meilleurs qu'avec 6 points. De plus, l'ajout de points de contrôle sur le corps vertébral uniquement (16 points) ne semble pas être une stratégie très rentable, en terme d'amélioration de la modélisation par rapport au nombre de points de contrôle supplémentaires, pour améliorer la modélisation.

Les graphiques des figures 3.33 et 3.34 présentent une vue d'ensemble des résultats obtenus toutes vertèbres confondues. Il est toutefois à noter que les moyennes et écarts types représentés sur ces graphiques ont été calculées sur une population de 4 vertèbres (2 saines et 2 scoliotiques et, dans chaque cas, une dorsale et une lombaire) qui, bien qu'étant assez diversifiée, n'est en fait que 4 cas particuliers. En conséquence, des conclusions plus solides pourraient être tirées des résultats de tests effectués sur un plus grand nombre de vertèbres. De plus, les écarts types pour le critère paramétrique sont très élevés car ce critère était, comme mentionné plus haut, 1,5 fois plus élevé pour les vertèbres scoliotiques que pour les vertèbres saines.

Le comportement moyen des deux critères utilisés présente une tendance décroissante avec l'augmentation du nombre de points de contrôle, à l'exception du cas où 16 points de contrôle sont utilisés. Avec cette dernière combinaison de points, les critères ont environ les mêmes valeurs qu'avec 7 points de contrôle. Ceci ne signifie pas nécessairement que l'ajout de points de contrôle sur le corps vertébral améliore la modélisation des éléments postérieurs de la même façon que le fait l'ajout d'un point de contrôle sur l'apophyse épineuse. Il s'agit probablement d'une amélioration de la modélisation du corps vertébral qui rend la vertèbre modélisée aussi proche de la vertèbre

réelle qu'une modélisation utilisant 7 points de contrôle qui, elle, améliore la représentation des éléments postérieurs sans diminuer les erreurs sur le corps vertébral.

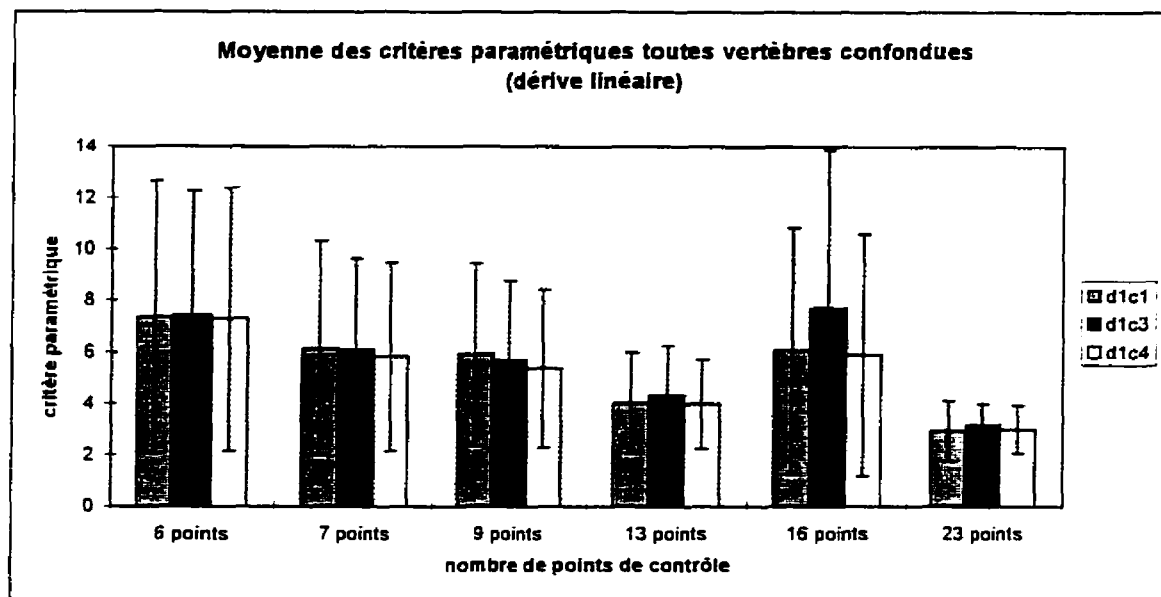


Figure 3.33: Critère paramétrique moyen toutes vertèbres confondues pour une dérive linéaire

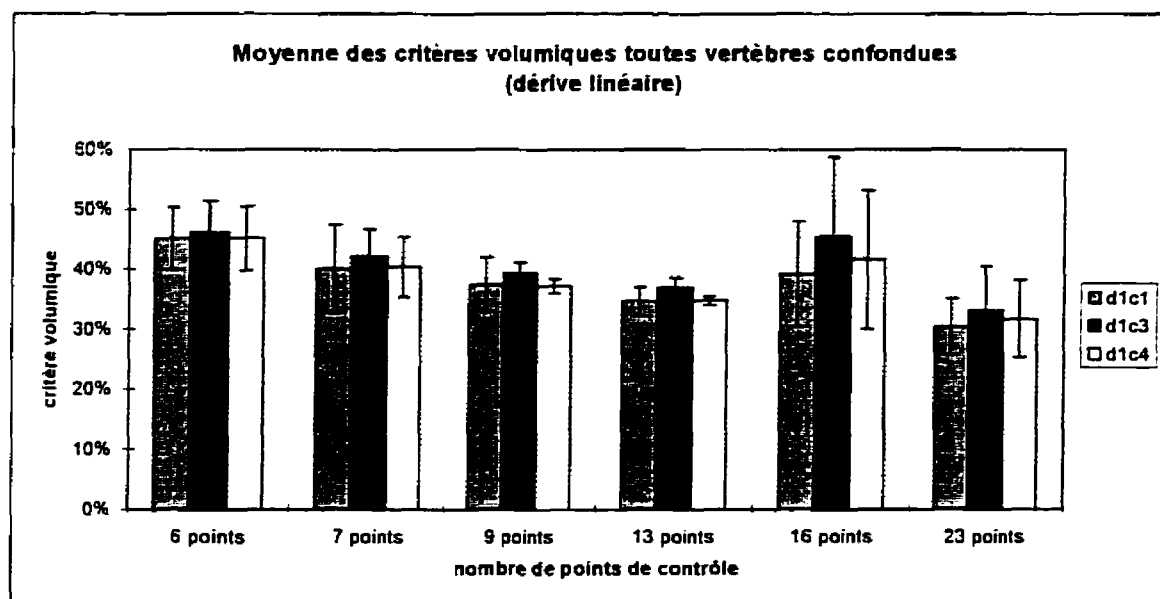


Figure 3.34: Critère volumique moyen toutes vertèbres confondues pour une dérive linéaire

En résumé, en considérant seulement le cas de la dérive et de la covariance linéaires, la modélisation est améliorée, par comparaison avec celle utilisant 6 points de contrôle, selon les pourcentages indiqués au tableau 3.15 pour les critères paramétrique et volumique.

Le tableau 3.15 montre qu'il est possible de diminuer de façon appréciable les erreurs de représentation géométrique (C_V) ainsi que leur impact sur le modèle mécanique (C_P) en ajoutant des points sur les éléments postérieurs. L'ajout de points sur les facettes

Tableau 3.15: Pourcentage d'amélioration de C_P et C_V par rapport à 6 points pour les autres combinaisons de points de contrôle avec une dérive et une covariance linéaires

NOMBRE DE POINTS DE CONTRÔLE	POURCENTAGE D'AMÉLIORATION	
	C_P	C_V
7	16%	11%
9	20%	17%
13	45%	23%
16	17%	13%
23	60%	33%

articulaires (13 points), qui jouent un rôle important dans la précision du modèle mécanique, en plus de points sur les apophyses épineuse et transverse est très prometteur pour diminuer l'erreur due à l'extrapolation des éléments postérieurs de la vertèbre. De plus, il serait pertinent, à la lueur des résultats obtenus à partir de ces combinaisons de points de contrôle, de mesurer l'effet combiné du rajout de points de contrôle sur le contour du corps vertébral et sur l'apophyse épineuse car ce sont les points les plus visibles sur les radiographies après les 6 points de base utilisés (Trépanier, 1993; Roy, 1994). L'amélioration de la représentation à la fois des éléments postérieurs et antérieurs pourraient probablement donner de meilleurs résultats que l'ajout de beaucoup de points uniquement sur les éléments postérieurs.

Néanmoins, il faut rappeler que les points reconstruits par radiographie multi-vues passent dans un module de correction (voir section 1.3.2.3) qui ajoute aux six points de chaque vertèbre, les 17 points manquants pour obtenir un total de 23 points de contrôle pour la modélisation par krigeage. Ces points sont ajoutés par transformations géométriques simples (rotations, translations, facteurs d'échelle) et à l'aide de données

morphométriques de Scoles (1988). Il serait ici utile de connaître la précision de cette extrapolation des points de contrôle par rapport à celle obtenue avec modélisation géométrique par krigeage en utilisant 6, 7, 9, 13 ou 16 points de contrôle. Ces résultats auraient des impacts importants sur l'endroit où il faudrait concentrer les efforts pour améliorer la modélisation géométrique. Ainsi, la numérisation et la reconstruction tridimensionnelle de points supplémentaires ne sont peut-être pas nécessaires si le module de correction donne déjà de très bons résultats pour ces points mais peut-être vaudrait-il mieux laisser le krigeage géométrique tridimensionnel s'occuper de certains autres points. Par exemple, les 6 points de contrôle de bases et l'extrémité de l'apophyse épineuse pourraient être reconstruits (7 points), les points de contrôle situés sur les apophyses transverses et les facettes articulaires seraient ajoutés par le module de correction (13 points) et les points sur le contour du corps vertébral seraient extrapolés par krigeage (23 points).

Le niveau de précision recherché pour la modélisation géométrique des vertèbres dépend aussi de l'application. L'étude de sensibilité au profil de krigeage a permis de tenir compte, à l'aide du critère paramétrique, du cas où sont réalisées des simulations mécaniques par éléments finis de l'effet de certains traitements orthopédiques et de démontrer que pour ce cas, l'ajout de points de contrôle sur les apophyses et les facettes articulaires améliore beaucoup la modélisation géométrique des vertèbres saines et scoliotiques. D'autre part, le critère volumique montre que dans le cas où la modélisation géométrique personnalisée de la colonne vertébrale sert d'outil d'aide au diagnostic, une application pour laquelle une moins grande précision est requise, il est possible d'avoir une représentation géométrique adéquate avec moins de points de contrôle (7 points seraient suffisants). D'ailleurs, l'utilisation de 9 ou 13 points de contrôle n'améliore pas beaucoup la représentation globale de la géométrie des vertèbres (voir tableau 3.15), telle que mesurée par le critère volumique, comparativement à l'amélioration qu'elle apporte au critère paramétrique et qui aura un effet bénéfique plus grand sur la qualité des résultats de simulations effectués à l'aide du modèle mécanique de la colonne vertébrale.

La dernière hypothèse de cette étude, selon laquelle une autre combinaison de dérive et de covariance que linéaire-linéaire pourrait permettre d'obtenir une meilleure modélisation autant pour les vertèbres scoliotiques que normales, a été infirmée. En effet, aucun autre profil de krigeage n'a réussi à donner de meilleurs résultats que la dérive et la covariance linéaires, à part la dérive linéaire avec la covariance logarithmique qui ont donné des résultats aussi bons.

Cette étude de sensibilité au profil de krigeage a évalué la qualité de la modélisation géométrique des difformités scoliotiques en comparant une vertèbre modélisée à l'aide de la déformation par krigeage de sa primitive anatomique à la reconstruction par tomographie axiale sériée d'un spécimen de vertèbre scoliotique. Étant donné le nombre très limité de vertèbres dans l'échantillon utilisé (2 scoliotiques et 2 saines), il y a lieu de se demander si les deux spécimens scoliotiques présentaient vraiment des déformations typiquement scoliotiques. La manque d'uniformité dans la façon de quantifier les déformations scoliotiques par les différents auteurs (Perdriolle, 1992, 1993; Xiong, 1995a, 1995b) rend très difficile la tâche de répondre à cette question. De plus, très peu d'études ont essayé d'identifier des 'patrons' de déformation des vertèbres scoliotiques au cours de l'évolution d'une scoliose. Cependant, les spécimens utilisés provenaient d'un rachis ayant une courbure idiopathique de type thoracique-droite-lombaire-gauche avec un angle de Cobb de 80 degrés, ce qui constitue une déformation très importante de la colonne et, par conséquent, des vertèbres apicales de ce rachis. Bref, les spécimens utilisés, sans nécessairement présenter des difformités scoliotiques typiques, constituaient des cas extrêmes permettant de tester les limites de la méthode de modélisation géométrique par krigeage. Les observations mentionnées plus haut peuvent donc être considérées comme des tendances suffisantes pour justifier les conclusions qui en ont été tirées.

S'il faut déformer par krigeage des primitives anatomiques de vertèbres saines pour représenter des difformités scoliotiques, alors pourquoi ne pas utiliser des primitives anatomiques de vertèbres scoliotiques? Les vertèbres scoliotiques ont des difformités

asymétriques qui sont fonction du côté de la courbure de la colonne vertébrale. Un dictionnaire de primitives anatomiques ainsi constitué devient donc biaisé s'il sert à modéliser une colonne scoliotique dont la courbure est de l'autre côté ou encore située à un autre niveau vertébral, car les difformités de la vertèbre apicale de la courbe scoliotique ne sont pas du tout les mêmes que celles de la vertèbre neutre par exemple.

Cette étude se situant dans le cadre spécifique de la modélisation géométrique des vertèbres par krigeage géométrique tridimensionnel, elle a permis d'atteindre les objectifs fixés au début de ce projet ainsi que de comprendre comment améliorer les résultats obtenus avec cette technique pour cette application précise. Néanmoins, le comportement du krigeage géométrique utilisé pour déformer des objets tridimensionnels pourrait être étudié et compris de façon plus générale si des tests étaient réalisés sur des objets simples de géométrie connue (cube, sphère, cône, tétraèdre, etc.).

Enfin, il y aurait peut-être lieu de remettre en question la technique de krigeage géométrique tridimensionnel pour utiliser une autre technique mathématique de déformation d'objets tridimensionnels à partir de points de contrôle. Les résultats obtenus dans ce mémoire démontrent un comportement adéquat sinon excellent de la technique de krigeage géométrique tridimensionnel, justifiant ainsi son utilisation étant donné qu'actuellement, peu de techniques de ce genre (permettant de transformer complètement la géométrie de l'objet à partir de points de contrôle n'englobant pas entièrement la géométrie de l'objet) sont mentionnées dans la littérature.

4. CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Ce projet, une des premières études à évaluer la sensibilité du krigeage géométrique appliqué à la déformation tridimensionnelle d'objets, a permis de développer une technique permettant d'évaluer la sensibilité de la géométrie vertébrale à des erreurs sur les coordonnées des points de contrôle. L'application de cette technique à la première partie de ce projet (étude de sensibilité à la géométrie) permet de tirer plusieurs conclusions:

- une erreur de reconstruction sur un point de contrôle a un effet global sur l'ensemble de la géométrie vertébrale, particulièrement si peu de points de contrôle sont utilisés et qu'une grande partie de la géométrie vertébrale est extrapolée;
- une erreur de reconstruction dans une direction donnée (x , y ou z) a un effet sur le reste de la géométrie presque uniquement dans cette direction, à quelques exceptions près (diamètres latéral et antéro-postérieur du corps vertébral), et cet effet est linéaire (sauf pour les exceptions mentionnées);
- les vertèbres lombaires sont plus affectées par des erreurs sur les points de contrôle associés aux pédicules alors que les vertèbres dorsales sont plus affectées par des erreurs sur les points de contrôle situés sur le corps vertébral: il faut donc améliorer la précision de ces points de contrôle respectifs pour ces types de vertèbre afin d'améliorer la qualité de la modélisation géométrique.

Il est recommandé de compléter cette étude de sensibilité en incluant des paramètres géométriques permettant de définir la cunéiformisation du corps vertébral afin de déterminer l'effet d'erreurs de reconstruction de la cunéiformisation sur le reste de la vertèbre.

Ce projet a aussi permis de développer une méthode d'évaluation de la qualité de la modélisation géométrique des vertèbres de façon globale (critère volumique) et de façon fonctionnelle (critère paramétrique). Son application dans la seconde partie de ce travail

(étude de sensibilité au profil de krigeage) démontre que:

- le choix initial de la dérive et de la covariance linéaires n'est égalé, dans la qualité de la modélisation géométrique qu'il génère, que par la combinaison d'une dérive linéaire et d'une covariance logarithmique: il n'y a donc aucune raison de le changer puisqu'il requiert moins de temps de calcul que la covariance logarithmique;
- les vertèbres scoliotiques sont moins bien modélisées que les vertèbres saines: dans l'éventualité d'une étude future visant à évaluer la qualité de la modélisation géométrique des vertèbres avec un plus grand échantillon de vertèbres, il est primordial d'inclure des vertèbres scoliotiques dans l'échantillon des spécimens utilisés;
- la qualité de la modélisation géométrique des vertèbres n'est pas beaucoup améliorée par l'ajout de points de contrôle sur le corps vertébral, même dans le cas de vertèbre cunéiformisées (2 des 4 cas testés);
- la qualité de la modélisation géométrique des vertèbres est améliorée de façon appréciable par l'ajout de points de contrôle sur les extrémités des apophyses épineuse et transverses et des facettes articulaires, ces dernières jouant un rôle important dans le modèle mécanique de la colonne vertébrale.

Il est toutefois recommandé de mesurer l'effet combiné de l'ajout de points de contrôle sur le corps vertébral et sur l'extrémité de l'apophyse épineuse, étant donné la bonne visibilité de ces points sur les radiographies. De plus, ces résultats ayant été obtenus qu'à partir de 4 vertèbres (2 dorsales et 2 lombaires, saines et scoliotiques), il est aussi recommandé de poursuivre cette étude avec un plus grand échantillon de vertèbres afin de vérifier les conclusions de l'étude de sensibilité au profil de krigeage. Si une telle étude confirmait ces résultats, il serait suggéré soit d'améliorer la reconstruction géométrique pour qu'elle inclue les extrémités des apophyses épineuse, transverses et articulaires parmi les points reconstruits, soit de modifier le module de correction afin d'obtenir la plus grande précision possible sur ces points lorsqu'ils sont ajoutés comme

points de contrôle aux 6 points reconstruits. Une étude permettant de comparer l'extrapolation de ces points à l'aide du module de correction à celle du krigeage permettrait de formuler des recommandations plus spécifiques en ce sens.

Ce projet a donc permis de mieux comprendre le comportement de la modélisation géométrique par krigeage tridimensionnel en présence d'erreurs de reconstruction sur des points de contrôle, de confirmer le choix de la dérive et de la covariance linéaires comme profil de krigeage, ainsi que d'identifier les points de contrôle optimaux à utiliser pour améliorer la modélisation géométrique des vertèbres saines et scoliotiques.

L'amélioration de la modélisation géométrique personnalisée des vertèbres permettra d'obtenir un modèle mécanique personnalisé plus précis dans sa géométrie et donc d'obtenir de meilleurs résultats lors de la simulation biomécanique par élément finis de l'effet d'un traitement chirurgical ou par corset par exemple. De plus, elle permettra de se rapprocher du niveau de précision des techniques plus invasives de reconstruction géométrique des vertèbres, comme la tomographie axiale sériée, utilisées dans certains outils de chirurgie assistée par ordinateur. L'importance de la connaissance des difformités scoliotiques des vertèbres dans l'étude de l'étiologie et de l'évolution de la scoliose ayant été démontrée par Perdiolle et coll. (1992, 1993) de même que Xiong et coll. (1994a, 1994b, 1995a, 1995b), une meilleure représentation géométrique tridimensionnelle des difformités intrinsèques des vertèbres scoliotiques permettra de définir de nouveaux indices cliniques non seulement pour l'étude des causes et de la progression de la scoliose mais aussi pour l'évaluation, le diagnostic et la planification du traitement.

RÉFÉRENCES

- ANDRÉ, B. et DANSEREAU, J. (1991). Effect of a third radiograph on the three-dimensional reconstruction accuracy of the human spine. International Symposium on 3-D Analysis of Human Movement, Montréal, Canada, p. 94-95.
- ANDRÉ, B. et DANSEREAU, J. (1994). Optimized vertical stereo base radiographic setup for the clinical three-dimensional reconstruction of the human spine. J. Biomech., 27, 1023-1035.
- ANDRÉ, B., DANSEREAU, J. et LABELLE, H. (1992). Effect of radiographic landmark identification errors on the accuracy of three-dimensional reconstruction of the human spine. Medical & Biological Engineering & Computing, 30, 569-575.
- AUBIN, C.-É. (1995). Rôle biomécanique de la cage thoracique dans le traitement de la scoliose par orthèse. Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal, Canada.
- AUBIN, C.-É., DANSEREAU, J., PARENT, F., LABELLE, H. et DE GUISE, J.A. (1995a). Morphometric validations of personalized 3-D reconstructions and geometric models of the human spine. Med. & Biol. Eng. & Comput., (soumis).
- AUBIN, C.-É., DESCRIMES, J.-L., DANSEREAU, J., LAVASTE, F. et LABELLE, H. (1995b). Modelling of facet joints in a global finite element model of the spine: geometrical aspects. 2nd International Symposium on 3-D Analysis of Scoliotic Deformities, IOS Press, Technology and Informatics, 15, 133-138.
- AUBIN, C.-É., DESCRIMES, J.-L., DANSEREAU, J., SKALLI, W., LAVASTE, F. et LABELLE, H. (1995c). Modélisation géométrique du rachis et du thorax pour l'analyse biomécanique par éléments finis des déformations scoliotiques. Ann. Chir., 49, 749-761.

BELLEFLEUR, C. (1993). Étalonnage de l'objet de calibrage du nouvel appareil de positionnement pour une reconstruction 3D à vues multiples. Rapport technique, Hôpital Sainte-Justine, Montréal, Canada.

BERRY, J.L., JAMES, M.S., MORAN, M., BERG, W.S. et STEFFEE, A.D. (1987). A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae. Spine, 12, 362-367.

BLACK, D.M., CUMMINGS, S.R., STONE, K., HUDES, E., PALERMO, L. et STEIGER, P. (1991). A new approach to defining normal vertebral dimensions. J. Bone Miner. Res., 6, 883-892.

BROWN, R.H., BURSTEIN, A.H., NASH, C.L. et SCHOCK, C.C. (1976). Spinal analysis using a three-dimensional radiograph technique. J. Biomechanics, 9, 355-365.

CHOINÈRE, A. (Août 1994). Étude tridimensionnelle du rachis scoliotique par des méthodes de reconstruction en 3-D. Rapport présenté à la Faculté de médecine de l'Université de Montréal et au Conseil de recherches médicales du Canada.

CLEMENTE, C.D. (1975). Anatomy: a regional atlas of the human body. Lea&Febiger, Philadelphia.

COBB, J.R. (1948). Outline for the study of scoliosis. Amer. Acad. Orthop. Surg. Instructional Lectures, 5, 261-275.

COTTERIL, P.C., KOSTUIK, J.P., D'ANGELO, G., FERNIE, G.R. et MAKIE, B.E. (1986). An anatomical comparison of the human and bovine thoracolumbar spine. J. Orthop. Res., 4, 298-303.

DANSEREAU, J., BEAUCHAMP, A., DEGUISE, J. et LABELLE, H. (1990). Three-dimensional reconstruction of the spine and rib cage from stereoradiography and imaging techniques. Proceedings of CSME Mechanical Engineering Forum 1990, 2, 61-64.

- DANSEREAU, J., LABELLE, H., BELLEFLEUR, C. et ROY, J. (1992). Three dimensional computer graphics representation and modelling of scoliotic deformities. European Spinal Deformities Society, Lyon, France, p. 56-57
- DE GUISE, J. et MARTEL, Y. (1988). 3D-biomedical modeling: merging image processing and computer aided design. Proceeding of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 10, 426-427.
- DEACON, P., ARCHER, I.A. et DICKSON, R.A. (1987). The anatomy of the spinal deformity: a biomechanical analysis. Orthopaedics, 10, 897-903.
- DEACON, P., FLOOD, B.M. et DICKSON, R.A. (1984). Idiopathic scoliosis in three dimensions: a radiographic and morphometric analysis. J. Bone Joint Surg., 66B, 509-512.
- DESCRIMES, J.-L., AUBIN, C.-É., SKALLI, W., ZELLER, R., DANSEREAU, J. et LAVASTE, F. (1995). Introduction des facettes articulaires dans une modélisation par éléments finis de la colonne vertébrale et du thorax scoliotique: aspects mécanique. 2nd International Symposium on 3-D Analysis of Scoliotic Deformities, IOS Press, Technology and Informatics, 15, 1-7-112.
- DESMET, A.A., TARLTON, M.A., COOK, L.T., BERRIDGE, A.S. et ASHER, M.A. (1983). The top view analysis of scoliosis progression. Radiology, 147, 369-381.
- DICKSON, R.A., LAWTON, J.O., ARCHER, I.A. et BUTT, W.P. (1984). The pathogenesis of idiopathic scoliosis: biplanar spinal asymmetry. J. Bone Joint Surg., 66B, 8-15.
- DRERUP, B. (1984). Principles of measurement of vertebral rotation from frontal projections of the pedicles. J. Biomechanics, 17, 923-935.

DUBOUSSET, J. (1992). Importance of the three-dimensional concept in the treatment of scoliotic deformities. International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities, J. Dansereau scientific editor, éd. de l'École Polytechnique de Montréal, Montréal, Canada, 302-311.

FERNER, H. et STAUBESAND, J. (1977). Atlas d'anatomie humaine. Maloine S.A., éditeur. Paris.

GALLAGHER, J.C., HEDLUND, L.R., STONER, S. et MEEGER C. (1988). Vertebral morphometry: normative data. Bone Miner., 4, 189-196.

GRAF, H. (1990). Analyse tridimensionnelle de la scoliose.

GRANT, J.C.E. (1983). Grant's atlas of anatomy. 8ème édition, Williams et Wilkins, Baltimore.

HINDMARSH, J., LARSSON, J. et MATTSSON, O. (1980). Analysis of changes in the scoliotic spine using a three-dimensional radiographic technique. J. Biomechanics, 12, 279-290.

JAMES, J.I.P. (1967). Idiopathic scoliosis. Scoliosis, E&S Livingstone Ltd, Edinburg, 35-54.

KAPANDJI, I.A. (1974). The physiology of the joints. Volume 3. The trunk and the vertebral column. Churchill Livingstone. Édinbourg.

KOJIMA, T. et KUROKAWA, T. (1992). Quantitation of three-dimensional deformity of idiopathic scoliosis. Spine, 17, S22-S29.

KRAG, M.H., WEAVER, D.L., BEYNNON, B.D. et HAUGH, L.D. (1988). Morphometry of the thoracic and lumbar spine related to transpedicular screw placement for surgical spinal fixation. Spine, 13, 27-32.

KRATZKY, V. (1975). Analytical photogrammetry in scoliosis. Photogrammetria, 31, 195-210.

LABELLE, H., DANSEREAU, J., DE GUISE, J., ANDRÉ, B. et BEAUCHAMP, A. (1990). 3-D parametric reconstruction of the spine and rib cage from stereoradiographic and imaging techniques. Proceedings of the 7th International Congress on C-D Instrumentation, 15-19.

LACHAPELLE, J. (1990). Correction et validation d'un modèle paramétrique de la colonne vertébrale scoliotique. Projet de fin d'études, École Polytechnique de Montréal, Canada.

LE BORGNE, P., SKALLI, W., STOKES, I.A.F., MAUREL, N., DUVAL BEAUPÈRE, G. et LAVASTE F. (1995). Three dimensional measurement of a scoliotic spine. Three Dimensional Analysis of Spinal Deformities, IOS Press, Amsterdam, 219-224.

LEGAULT, C. (1995). Étude de sensibilité sur le modèle par éléments finis du rachis et du thorax. Rapport technique, École Polytechnique de Montréal, Canada.

MARZAN, G.T. (1976). Rational design for close-range photogrammetry. Thèse de doctorat, Department of Civil Engineering, University of Illinois at Urbana-Champaign, USA.

MOE, J.H., WINTER, R.B., BRADFORD, D.S. et LONSTEIN, J.E. (1978). Classification and terminology. Scoliosis and other spinal deformities, W.B.Saunders Company, Toronto, 7-12.

NETTER, F.H. (1968). The ciba collection of medical illustrations. Volume 1. Nervous System. CIBA, New York, 21-30.

NISSAN, M. et GILAD, I. (1986). Dimensions of human lumbar vertebrae in the sagittal plane. J. Biomechanics, 19, 753-758.

- OLSSON, T.H., SELVIK, G. et WILLNER, S. (1976). Kinematics of spinal fusion. Investi. Radiol., 11, 202-209.
- PANJABI, M.M., GOEL, V., OXLAND, T., TAKATA, K., DURANCEAU, J., KRAG, M. et PRICE M. (1992). Human lumbar vertebrae: quantitative three-dimensional anatomy. Spine, 17, 299-306.
- PANJABI, M.M., OXLAND, T., TAKATA, K., GOEL, V., DURANCEAU, J. et KRAG, M. (1993). Articular facets of the human spine: quantitative three-dimensional anatomy. Spine, 18, 1298-1310.
- PANJABI, M.M., TAKATA, K., GOEL, V., FEDERICO, D., OXLAND, T., DURANCEAU, J. et KRAG, M. (1991). Thoracic human vertebrae: quantitative three-dimensional anatomy. Spine, 16, 888-901
- PAPILLON, B. (1989). Amélioration de la modélisation de la colonne vertébrale scoliotique sur Acrospin. Rapport technique, École Polytechnique de Montréal, Canada.
- PEARCY, M.J. (1985). Stereo radiography of lumbar spine. Acta Orthop. Scand., 56 (suppl. 212), 1-49.
- PERDRIOLLE, R. (1979). Description et constitution des déformations anatomiques. La scoliose. Son étude tridimensionnelle, Paris, Maloine S.A. Éditeur, 97-102.
- PERDRIOLLE, R. et VIDAL, J. (1981). Étude de la courbure scoliotique. L'importance de l'extension et de la rotation vertébrale. Rev. Chir. Orthop., 67, 25-34.
- PERDRIOLLE, R., BECCHETTI, S., VIDAL, J. et LOPEZ, P. (1993). Mechanical process and growth of cartilages: essential factors in the progression of scoliosis. Spine, 18, 343-349.

PERDRIOLLE, R., BECCHETTI, S., VIDAL, J., LOPEZ, P. et MAURY, P. (1992). Description de la cunéiformisation de la vertèbre apicale. International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities, Montréal, Canada, 244-249.

PETT, Y. (1993). Programme de correction et de spécification des données de personnalisation. Rapport technique, École Polytechnique de Montréal, Canada.

POPE, M.H., STOKES, I.A.F. et MORELAND, M. (1984). The biomechanics of scoliosis. CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering, 11, 157-188.

ROAF, R. (1966). Growth factors. Scoliosis, E&S Livingstone Ltd, Edinburg, 41-51.

ROUVIÈRE, H. (1962). Anatomie humaine descriptive et topographique. Masson et cie, éditeurs. Paris.

ROY, M.-E. (1994). Validation partielle des reconstructions faites à partir de 6 et 15 points par rétroprojection. Rapport technique, École Polytechnique de Montréal, Canada.

SCHULTZ, A.B., BELYTSCHKO, T.B. et ANDRIACCHI, T.P. (1973). Analog studies of forces in the human spine. mechanical properties and motions segment behavior. J. Biomechanics, 6, 373-383.

SCHULTZ, A.B., LARocca, H., GALANTE, J.A. et ANDRIACCHI, T.P. (1972). A study of geometrical relationships in scoliotic spines. J. Biomech., 5, 409.

SCOLES, P.V., LINTON, A.E., LATIMER, B., LEVY, M.E. et DIGIOVANNI, B.F. (1988). Vertebral body and posterior element morphology: the normal spine in middle life. Spine, 13, 1082-1086.

SEDERBERG, T.W. ET PARRY, S.R. (1986). Free-form deformation of solid geometric models. Computer Graphics (ACM SIGGRAPH), 20, 145-158

- SMITH, R.M., POOL, R.D., BUTT, W.P. et DICKSON, R.A. (1991). The transverse plane deformity of structural scoliosis. Spine, 16, 1126-1129.
- STAGNARA, P. (1985). Scolioses idiopathiques. Les déformations du rachis, Masson, Paris, 57-67.
- STILLWELL, D.L. (1962) Structural deformities of vertebrae: bone adaptation and modelling in experimental scoliosis and kyphosis. J. Bone Joint Surg., 44A, 611-34.
- STOKES, I.A. (1994). Three-dimensional terminology of spinal deformity: a report presented to the Scoliosis Research Society working group on 3-D terminology of spinal deformity. Spine, 19, 236-248.
- STOKES, I.A., BIGALOW, L.C. et MORELAND, M.S. (1986). Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis. Spine, 11, 213-218.
- STOKES, I.A., BIGALOW, L.C. et MORELAND, M.S. (1987). Three-dimensional spinal curvature in idiopathic scoliosis. J. Orthop. Res., 5, 102-113.
- TRÉPANIÉ, C. (1993). Évaluation de nouveaux repères anatomiques sur la radiographie numérique. Étude de visibilité. Rapport technique, Hôpital Sainte-Justine, Canada.
- TRÉPANIÉ, C. (1993). Étude de visibilité de la colonne vertébrale et du bassin. Rapport technique, Hôpital Sainte-Justine, Canada.
- TROCHU, F. (1993). A contouring program based on dual kriging interpolation. Engineering with Computers, 9, 160-177.
- WHITE, A.A. et PANJABI, M.M. (1978). Practical biomechanics of scoliosis. Clinical biomechanics of the spine, J. B. Lippincott Company, Philadelphie, 91-114.

XIONG, B., SEVASTIK, B., SEVASTIK, J., HEDLUND, R., SULIMAN, I. et KRISTJANSSON, S. (1995a). Horizontal plane morphometry of normal and scoliotic vertebrae: a methodological study. Eur. Spine J., 4, 6-10.

XIONG, B., SEVASTIK, B., WILLERS, U., SEVASTIK, J. et HEDLUND, R. (1995b). Structural vertebral changes in the horizontal plane in idiopathic scoliosis and the long-term corrective effect of spine instrumentation. Eur. Spine J., 4, 11-14.

XIONG, B., SEVASTIK, J., HEDLUND, R. et SEVASTIK, B. (1994a). Sagittal configuration of the spine and growth of the posterior elements in early scoliosis. J. Orthop. Res., 12, 113-118.

XIONG, B., SEVASTIK, J.A., HEDLUND, R. et SEVASTIK, B. (1994b). Radiographic changes at the coronal plane in early scoliosis. Spine, 19, 159-64.

ZINDRICK, M.R., WILTSE, L.L., DOORNIK, A. et COLL. (1987). Analysis of morphometric characteristics of the thoracic and lumbar pedicles. Spine, 12, 160-166.

Annexe A: Résultats de l'étude de sensibilité à la géométrie

A.1 Paramètres géométriques mesurés sur les vertèbres T8 et L3 de référence

Le Tableau A.1 présente les valeurs des paramètres géométriques mesurés sur les vertèbres de référence T8 et L3 et permet d'apprécier les différences typiques entre les vertèbres dorsales et lombaires. Il est à noter que ce tableau inclut pour les facettes articulaires uniquement les paramètres de position associés à leurs extrémités puisque les paramètres de forme et d'orientation des facettes n'ont pas été considérés dans l'étude de sensibilité à la géométrie.

Tableau A.1: Paramètres géométriques mesurés sur les vertèbres T8 et L3 de référence

RÉGION ANATOMIQUE	PARAMÈTRE GÉOMÉTRIQUE	VERTEBRE_T8	VERTEBRE_L3
CORPS VERTÉBRAL	<i>acv</i>	24.199	39.167
	<i>bcv</i>	26.209	29.418
	<i>hauteur cv</i>	16.736	22.098
PÉDICULES	<i>alpha ped d</i>	33.015	36.733
	<i>alpha ped g</i>	-33.015	-36.733
	<i>Dped d</i>	17.447	20.900
	<i>Dped g</i>	17.447	20.900
	<i>Hped d</i>	3.730	2.637
	<i>Hped g</i>	3.730	2.637
	<i>Bped d</i>	4.352	5.898
	<i>Bped g</i>	4.352	5.898
	<i>Aped d</i>	10.216	13.846
	<i>Aped g</i>	10.216	13.846
APOPHYSE ÉPINEUSE	<i>X base epi</i>	-17.185	-19.975
	<i>Y base epi</i>	0.000	0.000
	<i>Z base epi</i>	0.389	1.538
	<i>alpha epi</i>	52.584	18.816
	<i>beta epi</i>	0.000	0.000
	<i>d epi</i>	37.854	30.664
APOPHYSES TRANSVERSES	<i>X apo tr G</i>	-32.531	-26.667
	<i>Y apo tr G</i>	25.062	35.917
	<i>Z apo tr G</i>	1.297	1.538
	<i>X apo tr D</i>	-32.531	-26.667
	<i>Y apo tr D</i>	-25.062	-35.917
	<i>Z apo tr D</i>	1.297	1.538
FACETTES ARTICULAIRES	<i>fasg_x</i>	-21.296	-28.167
	<i>fasg_y</i>	9.815	12.333
	<i>fasg_z</i>	17.027	16.593
	<i>fasd_x</i>	-21.296	-28.167,
	<i>fasd_y</i>	-9.815	-12.333
	<i>fasd_z</i>	17.027	16.593
	<i>faid_x</i>	-21.296	-25.667
	<i>faid_y</i>	10.062	11.000
	<i>faid_z</i>	-14.676	-25.385
	<i>faig_x</i>	-21.296	-25.667
	<i>faig_y</i>	-10.062	-11.000
	<i>faig_z</i>	-14.676	-25.385

A.2 Résultats visuels des simulations les plus pertinentes

Les figures des tableaux A.2 à A.9 montrent la superposition des vertèbres de référence T8 et L3 non déformées (en rouge) et des vertèbres modélisées correspondantes (en vert) pour toutes les modifications analysées à la section 3.1.3.

Tableau A.2: Résultats graphiques de la modification 3 avec 16 points de contrôle pour les vertèbres T8 et L3

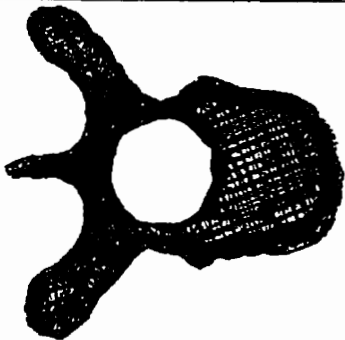
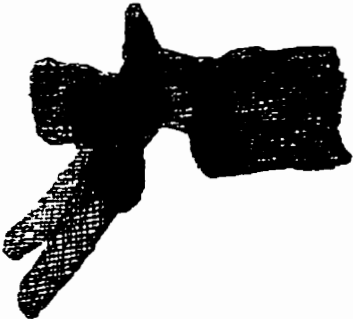
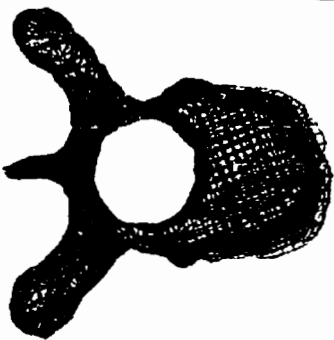
MODIFICATION	T8	L3
hauteur du corps vertébral, diminution, vue de haut		
hauteur du corps vertébral, diminution, vue de droite		
hauteur du corps vertébral, augmentation, vue de haut		
hauteur du corps vertébral, augmentation, vue de droite		

Tableau A.3: Résultats graphiques de la modification 11 avec 16 points de contrôle pour les vertèbres T8 et L3

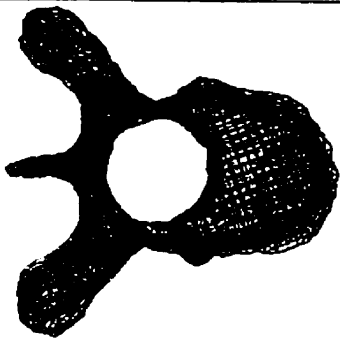
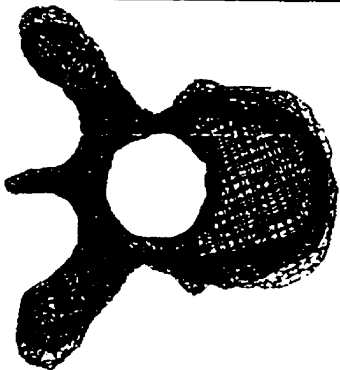
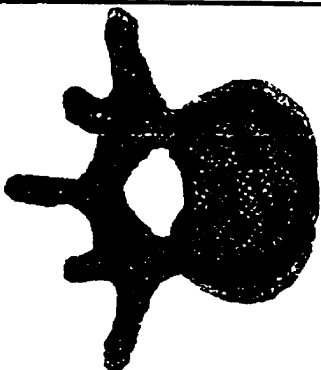
MODIFICATION	T8	L3
diamètre latéral du corps vertébral, diminution, vue de haut		
diamètre latéral du corps vertébral, diminution, vue de droite		
diamètre latéral du corps vertébral, augmentation, vue de haut		
diamètre latéral du corps vertébral, augmentation, vue de droite		

Tableau A.4: Résultats graphiques de la modification 12 avec 16 points de contrôle pour les vertèbres T8 et L3

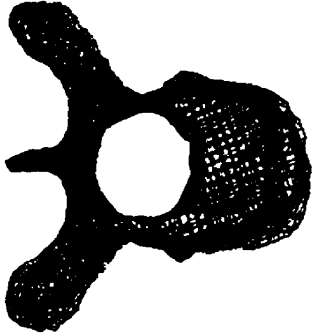
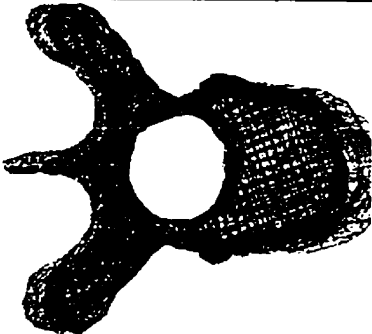
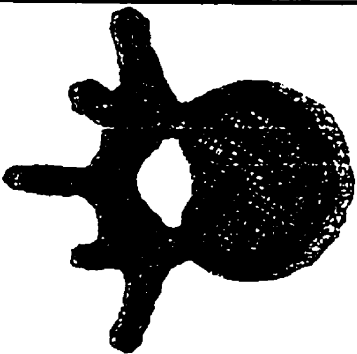
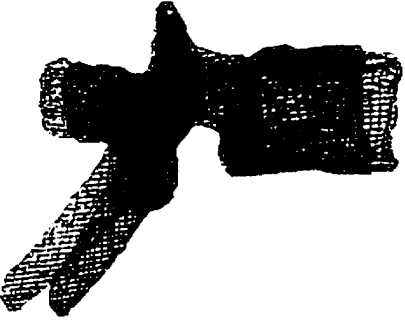
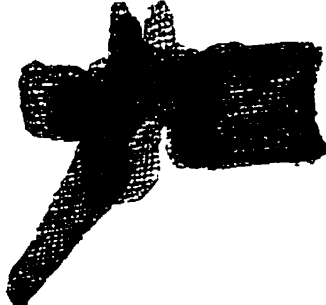
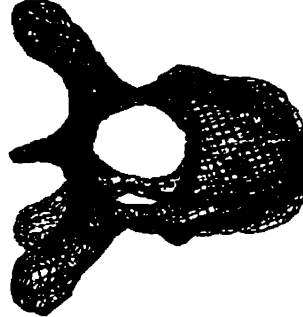
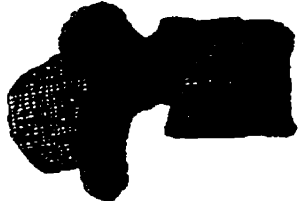
MODIFICATION	T8	L3
diamètre antéro-postérieur du corps vertébral, diminution, vue de haut		
diamètre antéro-postérieur du corps vertébral, diminution, vue de droite		
diamètre antéro-postérieur du corps vertébral, augmentation, vue de haut		
diamètre antéro-postérieur du corps vertébral, augmentation, vue de droite		

Tableau A.5: Résultats graphiques de la modification 1 avec 7 points de contrôle pour les vertèbres T8 et L3

MODIFICATION	T8	L3
pédicule droit, direction x+, vue de haut		
pédicule droit, direction x+, vue de droite		
pédicule droit, direction y+, vue de haut		
pédicule droit, direction y+, vue de droite		

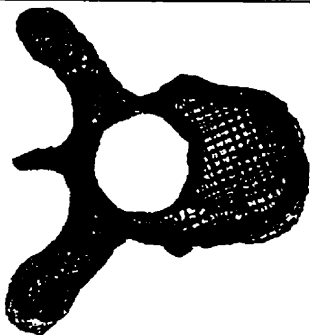
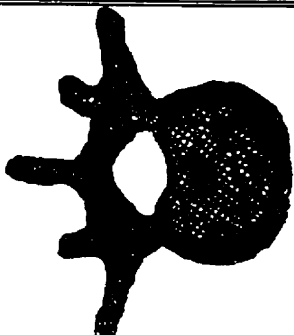
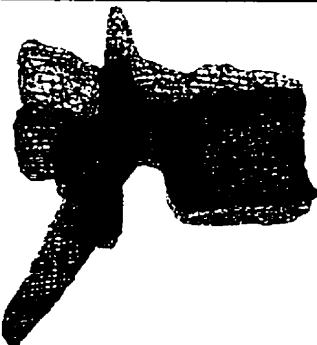
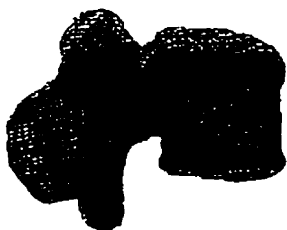
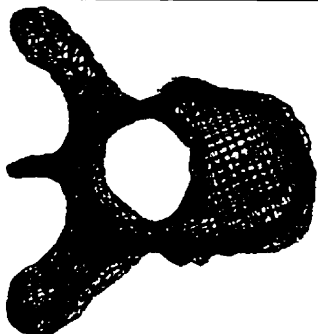
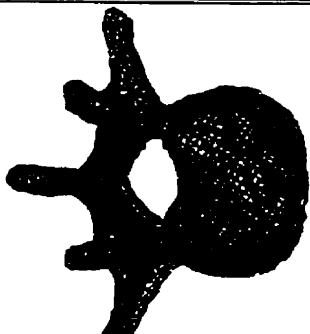
MODIFICATION	T8	L3
pédicule droit, direction z+, vue de haut		
pédicule droit, direction z+, vue de droite		

Tableau A.6: Résultats graphiques de la modification 1 avec 9 points de contrôle pour les vertèbres T8 et L3

MODIFICATION	T8	L3
pédicule droit, direction x+, vue de haut		
pédicule droit, direction x+, vue de droite		

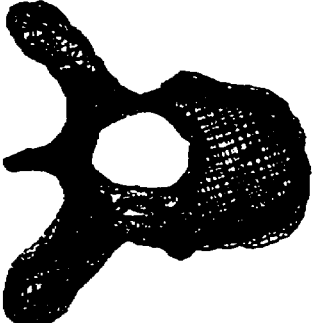
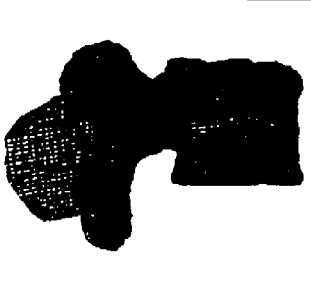
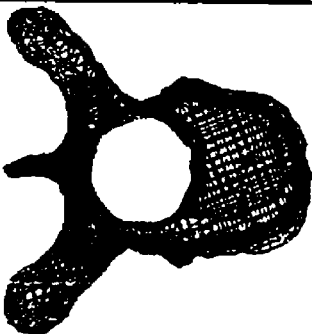
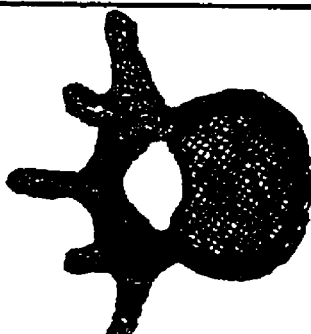
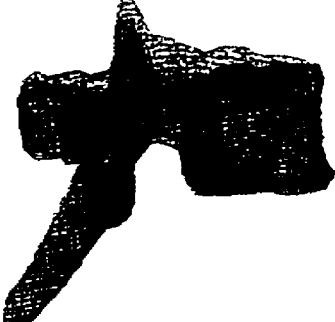
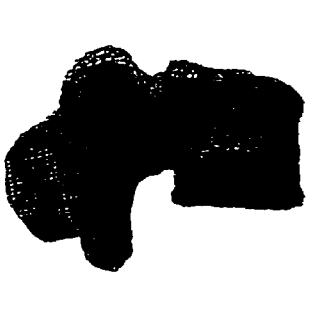
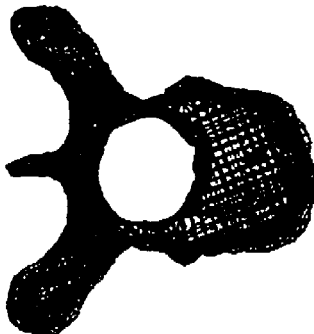
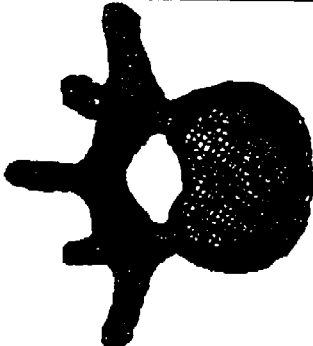
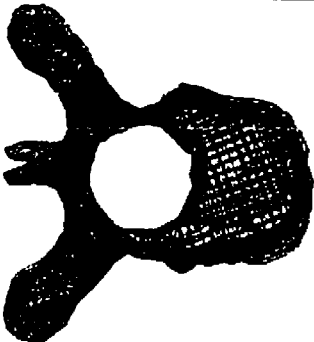
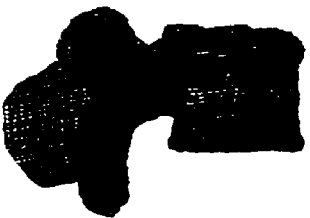
MODIFICATION	T8	L3
pédicule droit, direction y+, vue de haut		
pédicule droit, direction y+, vue de droite		
pédicule droit, direction z+, vue de haut		
pédicule droit, direction z+, vue de droite		

Tableau A.7: Résultats graphiques de la modification 4 avec 7 points de contrôle pour les vertèbres T8 et L3

MODIFICATION	T8	L3
apophyse épineuse, direction x+, vue de haut		
apophyse épineuse, direction x+, vue de droite		
apophyse épineuse, direction y+, vue de haut		
apophyse épineuse, direction y+, vue de droite		

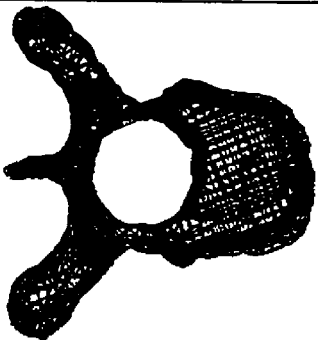
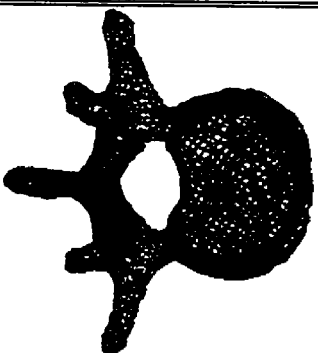
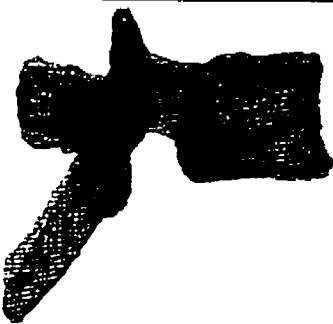
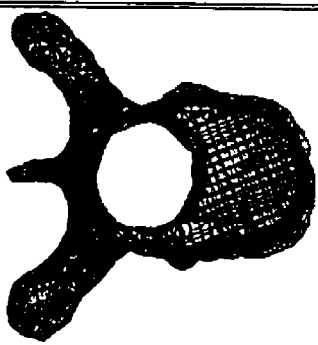
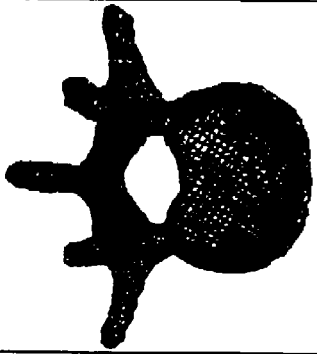
MODIFICATION	T8	L3
apophyse épineuse, direction z+, vue de haut		
apophyse épineuse, direction z+, vue de droite		

Tableau A.8: Résultats graphiques de la modification 4 avec 9 points de contrôle pour les vertèbres T8 et L3

MODIFICATION	T8	L3
apophyse épineuse, direction x+, vue de haut		
apophyse épineuse, direction x+, vue de droite		

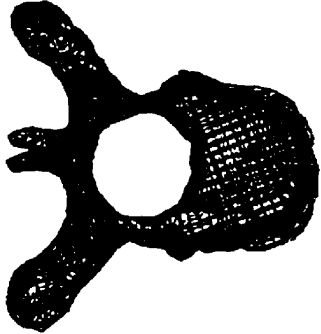
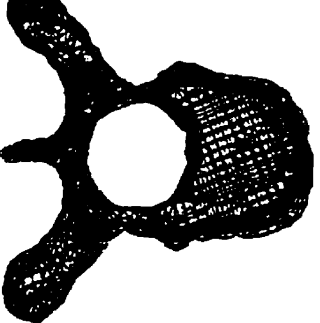
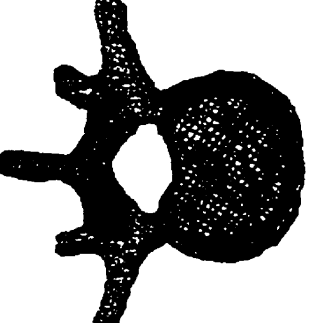
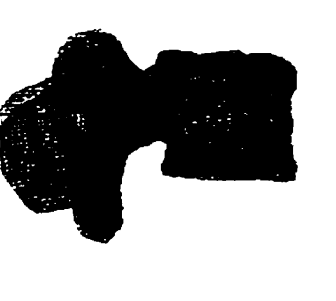
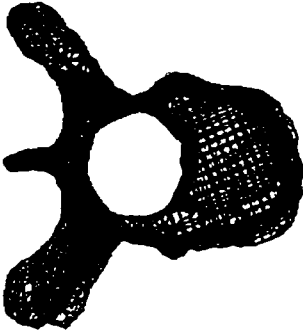
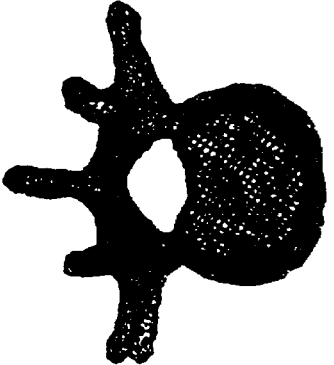
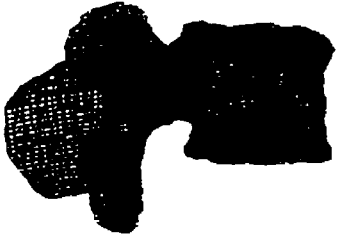
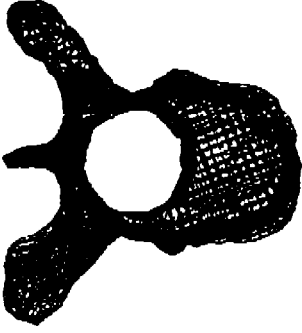
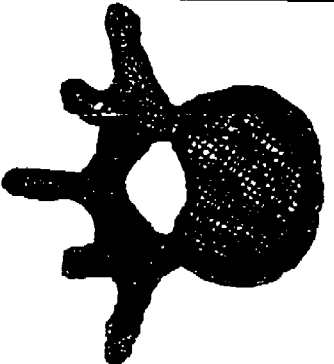
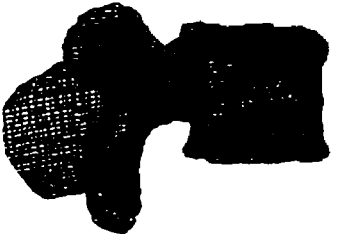
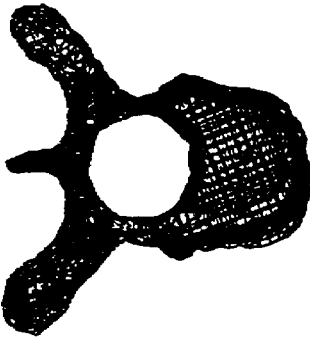
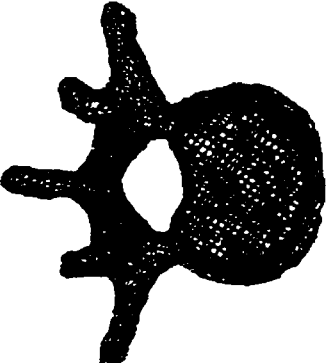
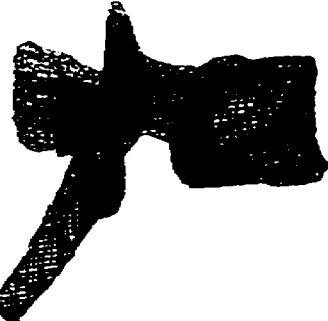
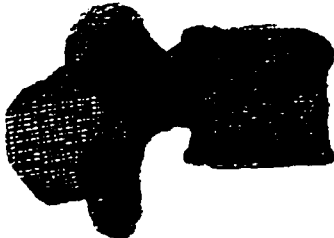
MODIFICATION	T8	L3
apophyse épineuse, direction y+, vue de haut		
apophyse épineuse, direction y+, vue de droite		
apophyse épineuse, direction z+, vue de haut		
apophyse épineuse, direction z+, vue de droite		

Tableau A.9: Résultats graphiques de la modification 5 avec 9 points de contrôle pour les vertèbres T8 et L3

MODIFICATION	T8	L3
apophyse transverse droite, direction x+, vue de haut		
apophyse transverse droite, direction x+, vue de droite		
apophyse transverse droite, direction y+, vue de haut		
apophyse transverse droite, direction y+, vue de droite		

MODIFICATION	T8	L3
apophyse transverse droite, direction z+, vue de haut		
apophyse transverse droite, direction z+, vue de droite		

[illegible]



Modif. 1 (selon y)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	6.362	3.817	1.272	0	-1.273	-3.818	-6.363
Δbcv	-0.032	-0.271	-0.391	-0.406	-0.391	-0.271	-0.032
ΔX_base_epi	-0.073	-0.073	-0.073	-0.073	-0.073	-0.073	-0.073
ΔY_base_epi	-2.949	-1.77	-0.59	0	0.59	1.769	2.949
ΔZ_base_epi	0.099	0.099	0.099	0.099	0.099	0.099	0.099
$\Delta alpha_epi$	-1.61	-1.609	-1.61	-1.61	-1.609	-1.61	-1.609
$\Delta beta_epi$	9.697	5.854	1.957	0	-1.957	-5.854	-9.698
Δd_epi	-0.074	-0.213	-0.282	-0.291	-0.282	-0.213	-0.074
$\Delta X_apo_tr_d$	0.117	0.118	0.117	0.117	0.118	0.117	0.118
$\Delta Y_apo_tr_d$	-12.129	-7.278	-2.425	0	2.426	7.278	12.131
$\Delta Z_apo_tr_d$	0.684	0.684	0.684	0.684	0.684	0.684	0.684
$\Delta X_apo_tr_g$	0.117	0.117	0.117	0.117	0.117	0.117	0.117
$\Delta Y_apo_tr_g$	1.052	0.631	0.21	0	-0.211	-0.631	-1.052
$\Delta Z_apo_tr_g$	0.684	0.684	0.684	0.684	0.684	0.684	0.684
ΔX_fasd	0.369	0.369	0.369	0.369	0.369	0.369	0.369
ΔY_fasd	-6.157	-3.694	-1.231	0	1.232	3.695	6.158
ΔZ_fasd	0.252	0.252	0.252	0.252	0.252	0.252	0.252
ΔX_fasg	0.369	0.369	0.369	0.369	0.369	0.369	0.369
ΔY_fasg	-0.995	-0.597	-0.199	0	0.199	0.597	0.995
ΔZ_fasg	0.252	0.252	0.252	0.252	0.252	0.252	0.252
ΔX_faid	-0.442	-0.442	-0.442	-0.442	-0.442	-0.443	-0.442
ΔY_faid	-6.36	-3.816	-1.271	0	1.272	3.817	6.361
ΔZ_faid	0.258	0.258	0.258	0.258	0.258	0.258	0.258
ΔX_faig	-0.442	-0.442	-0.442	-0.442	-0.442	-0.442	-0.442
ΔY_faig	-1.069	-0.641	-0.214	0	0.213	0.641	1.068
ΔZ_faig	0.258	0.258	0.258	0.258	0.258	0.258	0.258

Tableau A.12: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre T8 engendrées par la modification 1 (déplacement du pédicule droit) selon z, avec 6 points de contrôle

Modif. 1 (selon z)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0.781	0.274	0.025	0	0.042	0.324	0.863
Δbcv	-0.363	-0.388	-0.403	-0.406	-0.407	-0.401	-0.386
ΔX_{base_epi}	-0.073	-0.073	-0.073	-0.073	-0.073	-0.073	-0.073
ΔY_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{base_epi}	-2.85	-1.671	-0.491	0.099	0.688	1.868	3.048
$\Delta \alpha_{epi}$	1.968	0.607	-0.846	-1.61	-2.399	-4.06	-5.838
$\Delta \beta_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_{epi}	2.929	1.622	0.34	-0.291	-0.915	-2.142	-3.337
$\Delta X_{apo_tr_d}$	0.117	0.117	0.117	0.117	0.117	0.117	0.117
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	-11.446	-6.594	-1.742	0.684	3.11	7.962	12.814
$\Delta X_{apo_tr_g}$	0.117	0.117	0.117	0.117	0.117	0.117	0.117
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	1.736	1.315	0.894	0.684	0.474	0.053	-0.368
ΔX_{fasd}	0.369	0.369	0.369	0.369	0.369	0.369	0.369
ΔY_{fasd}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasd}	-5.905	-3.442	-0.979	0.252	1.484	3.947	6.41
ΔX_{fasg}	0.369	0.369	0.369	0.369	0.369	0.369	0.369
ΔY_{fasg}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasg}	-0.742	-0.344	0.054	0.252	0.452	0.849	1.247
ΔX_{faid}	-0.442	-0.442	-0.442	-0.442	-0.442	-0.442	-0.442
ΔY_{faid}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faid}	-6.102	-3.558	-1.014	0.258	1.531	4.075	6.619
ΔX_{faig}	-0.442	-0.442	-0.442	-0.442	-0.442	-0.442	-0.442
ΔY_{faig}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faig}	-0.81	-0.383	0.045	0.258	0.472	0.9	1.327

Tableau A.13: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre T8 engendrées par la modification 3 (modification de la hauteur du corps vertébral), avec 6 points de contrôle

Modif. 3	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	-0.001	-0.001	0	0	0	0	0
Δbcv	-0.406	-0.407	-0.406	-0.406	-0.405	-0.404	-0.401
ΔX_{base_epi}	-0.073	-0.073	-0.073	-0.073	-0.073	-0.073	-0.073
ΔY_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{base_epi}	0.682	0.448	0.215	0.099	-0.018	-0.251	-0.484
$\Delta alpha_epi$	-7.243	-4.84	-2.64	-1.61	-0.623	1.226	2.926
$\Delta beta_epi$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_epi	-4.204	-2.68	-1.1	-0.291	0.53	2.204	3.915
$\Delta X_{apo_tr_d}$	0.117	0.117	0.117	0.117	0.117	0.117	0.117
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	1.732	1.313	0.894	0.684	0.474	0.055	-0.365
$\Delta X_{apo_tr_g}$	0.117	0.117	0.117	0.117	0.117	0.117	0.117
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	1.732	1.313	0.894	0.684	0.474	0.055	-0.365
ΔX_{fasd}	0.369	0.369	0.369	0.369	0.369	0.369	0.369
ΔY_{fasd}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasd}	-0.939	-0.462	0.014	0.252	0.491	0.967	1.444
ΔX_{fasg}	0.369	0.369	0.369	0.369	0.369	0.369	0.369
ΔY_{fasg}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasg}	-0.939	-0.462	0.014	0.252	0.491	0.967	1.444
ΔX_{faid}	-0.442	-0.442	-0.442	-0.442	-0.442	-0.442	-0.442
ΔY_{faid}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faid}	3.006	1.907	0.808	0.258	-0.291	-1.39	-2.489
ΔX_{faig}	-0.442	-0.442	-0.442	-0.442	-0.442	-0.442	-0.442
ΔY_{faig}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faig}	3.006	1.907	0.808	0.258	-0.291	-1.39	-2.489

1

[illegible]

▶▶

Modif. 1 (selon y)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	-0.502	-0.502	-0.502	-0.502	-0.502	-0.502	-0.502
ΔX_base_epi	0	0	0	0	0	0	0
ΔY_base_epi	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_base_epi	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta alpha_epi$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta beta_epi$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_epi	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_apo_tr_d$	0.362	0.361	0.362	0.361	0.361	0.362	0.361
$\Delta Y_apo_tr_d$	-9.778	-5.867	-1.955	0	1.956	5.868	9.78
$\Delta Z_apo_tr_d$	0.354	0.354	0.354	0.354	0.354	0.354	0.354
$\Delta X_apo_tr_g$	0.361	0.361	0.361	0.361	0.361	0.361	0.361
$\Delta Y_apo_tr_g$	3.402	2.042	0.68	0	-0.681	-2.042	-3.403
$\Delta Z_apo_tr_g$	0.354	0.354	0.354	0.354	0.354	0.354	0.354
ΔX_fasd	0.378	0.377	0.378	0.377	0.377	0.378	0.377
ΔY_fasd	-6.077	-3.647	-1.215	0	1.216	3.647	6.078
ΔZ_fasd	0.241	0.241	0.241	0.241	0.241	0.241	0.241
ΔX_fasg	0.377	0.377	0.377	0.377	0.377	0.377	0.377
ΔY_fasg	-0.915	-0.549	-0.183	0	0.183	0.549	0.915
ΔZ_fasg	0.241	0.241	0.241	0.241	0.241	0.241	0.241
ΔX_faid	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195
ΔY_faid	-3.978	-2.387	-0.795	0	0.796	2.388	3.979
ΔZ_faid	-0.076	-0.076	-0.076	-0.076	-0.076	-0.076	-0.076
ΔX_faig	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195
ΔY_faig	1.313	0.788	0.262	0	-0.263	-0.788	-1.314
ΔZ_faig	-0.076	-0.076	-0.076	-0.076	-0.076	-0.076	-0.076

Tableau A.16: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre T8 engendrées par la modification 1 (déplacement du pédicule droit) selon z, avec 7 points de contrôle

Modif. 1 (selon z)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	-0.502	-0.502	-0.502	-0.502	-0.502	-0.502	-0.502
ΔX_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔY_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \alpha_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \beta_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_{epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_{apo_tr_d}$	0.361	0.361	0.361	0.361	0.361	0.361	0.361
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	-9.425	-5.514	-1.602	0.354	2.309	6.221	10.132
$\Delta X_{apo_tr_g}$	0.361	0.361	0.361	0.361	0.361	0.361	0.361
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	3.756	2.395	1.034	0.354	-0.327	-1.688	-3.049
ΔX_{fasd}	0.377	0.377	0.377	0.377	0.377	0.377	0.377
ΔY_{fasd}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasd}	-5.836	-3.405	-0.974	0.241	1.457	3.888	6.319
ΔX_{fasg}	0.377	0.377	0.377	0.377	0.377	0.377	0.377
ΔY_{fasg}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasg}	-0.674	-0.308	0.058	0.241	0.424	0.79	1.157
ΔX_{faid}	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195
ΔY_{faid}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faid}	-4.055	-2.464	-0.872	-0.076	0.719	2.311	3.903
ΔX_{faig}	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195
ΔY_{faig}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faig}	1.237	0.712	0.186	-0.076	-0.339	-0.864	-1.39

▶

[illegible]

1

[illegible]

Tableau A.19: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre T8 engendrées par la modification 1 (déplacement du pédicule droit) selon z, avec 9 points de contrôle

Modif. 1 (selon z)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	-0.432	-0.432	-0.432	-0.432	-0.432	-0.432	-0.432
ΔX_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔY_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \alpha_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \beta_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_{epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
ΔX_{fasd}	0.208	0.208	0.208	0.208	0.208	0.208	0.208
ΔY_{fasd}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasd}	-3.165	-1.869	-0.572	0.076	0.724	2.021	3.317
ΔX_{fasg}	0.208	0.208	0.208	0.208	0.208	0.208	0.208
ΔY_{fasg}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasg}	-0.697	-0.388	-0.078	0.076	0.231	0.54	0.849
ΔX_{faid}	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222
ΔY_{faid}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faid}	-2.112	-1.308	-0.504	-0.102	0.3	1.103	1.907
ΔX_{faig}	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222
ΔY_{faig}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faig}	-0.29	-0.215	-0.14	-0.102	-0.065	0.01	0.085

Tableau A.20: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre T8 engendrées par la modification 3 (modification de la hauteur du corps vertébral), avec 16 points de contrôle

Modif. 3	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	0	0	0	0	0	0	0
ΔX_{base_epi}	-0.254	-0.254	-0.254	-0.254	-0.254	-0.254	-0.254
ΔY_{base_epi}	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001
ΔZ_{base_epi}	0.882	0.566	0.249	0.091	-0.067	-0.383	-0.699
$\Delta \alpha_{epi}$	-11.381	-7.928	-4.842	-3.423	-2.083	0.388	2.605
$\Delta \beta_{epi}$	-0.013	-0.013	-0.013	-0.013	-0.013	-0.013	-0.013
Δd_{epi}	-4.253	-2.315	-0.26	0.804	1.891	4.126	6.43
$\Delta X_{apo_tr_d}$	-0.283	-0.283	-0.283	-0.283	-0.283	-0.283	-0.283
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	0.165	0.165	0.165	0.165	0.165	0.165	0.165
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	1.771	1.301	0.83	0.595	0.36	-0.11	-0.58
$\Delta X_{apo_tr_g}$	-0.272	-0.272	-0.272	-0.272	-0.272	-0.272	-0.272
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	-0.161	-0.161	-0.161	-0.161	-0.161	-0.161	-0.161
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	1.899	1.439	0.98	0.75	0.52	0.061	-0.398
ΔX_{fasd}	0.597	0.597	0.597	0.597	0.597	0.597	0.597
ΔY_{fasd}	0.042	0.042	0.042	0.042	0.042	0.042	0.042
ΔZ_{fasd}	-1.645	-0.918	-0.192	0.171	0.534	1.26	1.987
ΔX_{fasg}	0.601	0.601	0.601	0.601	0.601	0.601	0.601
ΔY_{fasg}	-0.041	-0.041	-0.041	-0.041	-0.041	-0.041	-0.041
ΔZ_{fasg}	-1.597	-0.867	-0.138	0.227	0.592	1.322	2.052
ΔX_{faid}	-1.188	-1.188	-1.188	-1.188	-1.188	-1.188	-1.188
ΔY_{faid}	0.123	0.123	0.123	0.123	0.123	0.123	0.123
ΔZ_{faid}	3.887	2.392	0.897	0.149	-0.599	-2.094	-3.589
ΔX_{faig}	-1.186	-1.186	-1.186	-1.186	-1.186	-1.186	-1.186
ΔY_{faig}	-0.117	-0.117	-0.117	-0.117	-0.117	-0.117	-0.117
ΔZ_{faig}	3.915	2.423	0.93	0.183	-0.563	-2.056	-3.549

Tableau A.21: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre T8 engendrées par la modification 11 (modification du diamètre latéral du corps vertébral), avec 16 points de contrôle

Modif. 11	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	0	0	0	0	0	0	0
ΔX_{base_epi}	-0.254	-0.254	-0.254	-0.254	-0.254	-0.254	-0.254
ΔY_{base_epi}	-0.001	0	0	0.001	0.001	0.002	0.002
ΔZ_{base_epi}	0.091	0.091	0.091	0.091	0.091	0.091	0.091
$\Delta \alpha_{epi}$	-3.423	-3.423	-3.423	-3.423	-3.423	-3.423	-3.423
$\Delta \beta_{epi}$	0.018	0.006	-0.007	-0.013	-0.019	-0.031	-0.043
Δd_{epi}	0.804	0.804	0.804	0.804	0.804	0.804	0.804
$\Delta X_{apo_tr_d}$	-0.283	-0.283	-0.283	-0.283	-0.283	-0.283	-0.283
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	2.888	1.798	0.709	0.165	-0.38	-1.469	-2.558
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	0.595	0.595	0.595	0.595	0.595	0.595	0.595
$\Delta X_{apo_tr_g}$	-0.272	-0.272	-0.272	-0.272	-0.272	-0.272	-0.272
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	-2.885	-1.795	-0.706	-0.161	0.384	1.474	2.564
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	0.75	0.75	0.75	0.75	0.75	0.75	0.75
ΔX_{fasd}	0.597	0.597	0.597	0.597	0.597	0.597	0.597
ΔY_{fasd}	0.744	0.463	0.183	0.042	-0.098	-0.379	-0.66
ΔZ_{fasd}	0.171	0.171	0.171	0.171	0.171	0.171	0.171
ΔX_{fasg}	0.601	0.601	0.601	0.601	0.601	0.601	0.601
ΔY_{fasg}	-0.731	-0.455	-0.179	-0.041	0.097	0.373	0.649
ΔZ_{fasg}	0.227	0.227	0.227	0.227	0.227	0.227	0.227
ΔX_{faid}	-1.188	-1.188	-1.188	-1.188	-1.188	-1.188	-1.188
ΔY_{faid}	1.087	0.701	0.315	0.123	-0.07	-0.456	-0.842
ΔZ_{faid}	0.149	0.149	0.149	0.149	0.149	0.149	0.149
ΔX_{faig}	-1.186	-1.186	-1.186	-1.186	-1.186	-1.186	-1.186
ΔY_{faig}	-1.093	-0.702	-0.312	-0.117	0.078	0.468	0.859
ΔZ_{faig}	0.183	0.183	0.183	0.183	0.183	0.183	0.183

Tableau A.22: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre T8 engendrées par la modification 12 (modification du diamètre antéro-postérieur du corps vertébral), avec 16 points de contrôle

Modif. 12	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	0	0	0	0	0	0	0
ΔX_{base_epi}	0.269	0.06	-0.149	-0.254	-0.358	-0.567	-0.776
ΔY_{base_epi}	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001
ΔZ_{base_epi}	0.091	0.091	0.091	0.091	0.091	0.091	0.091
$\Delta alpha_epi$	2.289	-0.103	-2.351	-3.423	-4.462	-6.441	-8.298
$\Delta beta_epi$	-0.016	-0.014	-0.013	-0.013	-0.012	-0.012	-0.011
Δd_epi	-2.095	-0.98	0.196	0.804	1.426	2.706	4.033
$\Delta X_{apo_tr_d}$	2.491	1.381	0.272	-0.283	-0.837	-1.946	-3.056
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	0.165	0.165	0.165	0.165	0.165	0.165	0.165
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	0.595	0.595	0.595	0.595	0.595	0.595	0.595
$\Delta X_{apo_tr_g}$	2.479	1.379	0.278	-0.272	-0.822	-1.922	-3.022
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	-0.161	-0.161	-0.161	-0.161	-0.161	-0.161	-0.161
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	0.75	0.75	0.75	0.75	0.75	0.75	0.75
ΔX_{fasd}	1.234	0.979	0.724	0.597	0.47	0.215	-0.04
ΔY_{fasd}	0.042	0.042	0.042	0.042	0.042	0.042	0.042
ΔZ_{fasd}	0.171	0.171	0.171	0.171	0.171	0.171	0.171
ΔX_{fasg}	1.229	0.978	0.727	0.601	0.476	0.225	-0.026
ΔY_{fasg}	-0.041	-0.041	-0.041	-0.041	-0.041	-0.041	-0.041
ΔZ_{fasg}	0.227	0.227	0.227	0.227	0.227	0.227	0.227
ΔX_{faid}	0.665	-0.076	-0.818	-1.188	-1.559	-2.3	-3.041
ΔY_{faid}	0.123	0.123	0.123	0.123	0.123	0.123	0.123
ΔZ_{faid}	0.149	0.149	0.149	0.149	0.149	0.149	0.149
ΔX_{faig}	0.662	-0.077	-0.816	-1.186	-1.555	-2.294	-3.033
ΔY_{faig}	-0.117	-0.117	-0.117	-0.117	-0.117	-0.117	-0.117
ΔZ_{faig}	0.183	0.183	0.183	0.183	0.183	0.183	0.183

C

Modif. 4 (selon x)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	-0.502	-0.502	-0.502	-0.502	-0.502	-0.502	-0.502
ΔX_base_epi	0	0	0	0	0	0	0
ΔY_base_epi	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_base_epi	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta alpha_epi$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta beta_epi$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_epi	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_apo_tr_d$	-1.32	-0.648	0.025	0.361	0.698	1.37	2.043
$\Delta Y_apo_tr_d$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_apo_tr_d$	0.354	0.354	0.353	0.354	0.353	0.354	0.353
$\Delta X_apo_tr_g$	-1.32	-0.648	0.025	0.361	0.698	1.37	2.043
$\Delta Y_apo_tr_g$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_apo_tr_g$	0.354	0.354	0.353	0.354	0.353	0.354	0.353
ΔX_fasd	0.32	0.343	0.366	0.377	0.389	0.411	0.434
ΔY_fasd	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_fasd	0.241	0.241	0.241	0.241	0.241	0.241	0.241
ΔX_fasg	0.32	0.343	0.366	0.377	0.389	0.411	0.434
ΔY_fasg	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_fasg	0.241	0.241	0.241	0.241	0.241	0.241	0.241
ΔX_faid	-1.899	-1.217	-0.536	-0.195	0.146	0.827	1.508
ΔY_faid	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_faid	-0.076	-0.076	-0.076	-0.076	-0.076	-0.076	-0.076
ΔX_faig	-1.899	-1.217	-0.536	-0.195	0.146	0.827	1.508
ΔY_faig	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_faig	-0.076	-0.076	-0.076	-0.076	-0.076	-0.076	-0.076

Tableau A.24: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre T8 engendrées par la modification 4 (modification de l'apophyse épineuse) selon y, avec 7 points de contrôle

Modif. 4 (selon y)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	-0.502	-0.502	-0.502	-0.502	-0.502	-0.502	-0.502
ΔX_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔY_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \alpha_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \beta_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_{epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_{apo_tr_d}$	0.428	0.385	0.364	0.361	0.364	0.385	0.428
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	1.667	1.006	0.337	0	-0.336	-1.005	-1.667
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	0.441	0.385	0.357	0.354	0.357	0.385	0.441
$\Delta X_{apo_tr_g}$	0.428	0.385	0.364	0.361	0.364	0.385	0.428
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	1.667	1.005	0.336	0	-0.337	-1.006	-1.667
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	0.441	0.385	0.357	0.354	0.357	0.385	0.441
ΔX_{fasd}	0.38	0.378	0.377	0.377	0.377	0.378	0.38
ΔY_{fasd}	0.057	0.034	0.012	0	-0.011	-0.034	-0.056
ΔZ_{fasd}	0.244	0.242	0.241	0.241	0.241	0.242	0.244
ΔX_{fasg}	0.38	0.378	0.377	0.377	0.377	0.378	0.38
ΔY_{fasg}	0.056	0.034	0.011	0	-0.012	-0.034	-0.057
ΔZ_{fasg}	0.244	0.242	0.241	0.241	0.241	0.242	0.244
ΔX_{faid}	-0.128	-0.171	-0.193	-0.195	-0.193	-0.171	-0.128
ΔY_{faid}	1.689	1.019	0.341	0	-0.34	-1.019	-1.689
ΔZ_{faid}	0.012	-0.044	-0.073	-0.076	-0.073	-0.044	0.012
ΔX_{faig}	-0.128	-0.171	-0.193	-0.195	-0.193	-0.171	-0.128
ΔY_{faig}	1.689	1.019	0.34	0	-0.341	-1.019	-1.689
ΔZ_{faig}	0.012	-0.044	-0.073	-0.076	-0.073	-0.044	0.012

Tableau A.25: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre T8 engendrées par la modification 4 (modification de l'apophyse épineuse) selon z, avec 7 points de contrôle

Modif. 4 (selon z)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	-0.502	-0.502	-0.502	-0.502	-0.502	-0.502	-0.502
ΔX_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔY_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \alpha_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \beta_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_{epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_{apo_tr_d}$	0.361	0.361	0.361	0.361	0.361	0.361	0.361
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	-1.328	-0.655	0.017	0.354	0.69	1.362	2.035
$\Delta X_{apo_tr_g}$	0.361	0.361	0.361	0.361	0.361	0.361	0.361
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	-1.328	-0.655	0.017	0.354	0.69	1.362	2.035
ΔX_{fasd}	0.377	0.377	0.377	0.377	0.377	0.377	0.377
ΔY_{fasd}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasd}	0.184	0.207	0.23	0.241	0.253	0.275	0.298
ΔX_{fasg}	0.377	0.377	0.377	0.377	0.377	0.377	0.377
ΔY_{fasg}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasg}	0.184	0.207	0.23	0.241	0.253	0.275	0.298
ΔX_{faid}	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195
ΔY_{faid}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faid}	-1.78	-1.098	-0.417	-0.076	0.264	0.946	1.627
ΔX_{faig}	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195	-0.195
ΔY_{faig}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faig}	-1.78	-1.098	-0.417	-0.076	0.264	0.946	1.627

[illegible]

Tableau A.27: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre T8 engendrées par la modification 4 (modification de l'apophyse épineuse) selon y, avec 9 points de contrôle

Modif. 4 (selon y)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	-0.432	-0.432	-0.432	-0.432	-0.432	-0.432	-0.432
ΔX_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔY_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \alpha_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \beta_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_{epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
ΔX_{fasd}	0.18	0.198	0.207	0.208	0.207	0.198	0.18
ΔY_{fasd}	-0.722	-0.436	-0.146	0	0.146	0.436	0.722
ΔZ_{fasd}	0.038	0.062	0.075	0.076	0.075	0.062	0.038
ΔX_{fasg}	0.18	0.198	0.207	0.208	0.207	0.198	0.18
ΔY_{fasg}	-0.722	-0.436	-0.146	0	0.146	0.436	0.722
ΔZ_{fasg}	0.038	0.062	0.075	0.076	0.075	0.062	0.038
ΔX_{faid}	-0.159	-0.199	-0.219	-0.222	-0.219	-0.199	-0.159
ΔY_{faid}	1.567	0.945	0.316	0	-0.316	-0.945	-1.566
ΔZ_{faid}	-0.02	-0.073	-0.099	-0.102	-0.099	-0.073	-0.02
ΔX_{faig}	-0.159	-0.199	-0.219	-0.222	-0.219	-0.199	-0.159
ΔY_{faig}	1.566	0.945	0.316	0	-0.316	-0.945	-1.567
ΔZ_{faig}	-0.02	-0.073	-0.099	-0.102	-0.099	-0.073	-0.02

Tableau A.28: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre T8 engendrées par la modification 4 (modification de l'apophyse épineuse) selon z, avec 9 points de contrôle

Modif. 4 (selon z)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	-0.432	-0.432	-0.432	-0.432	-0.432	-0.432	-0.432
ΔX_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔY_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \alpha_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \beta_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_{epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
ΔX_{fasd}	0.208	0.208	0.208	0.208	0.209	0.209	0.209
ΔY_{fasd}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasd}	0.805	0.513	0.222	0.076	-0.07	-0.361	-0.652
ΔX_{fasg}	0.208	0.208	0.208	0.208	0.209	0.209	0.209
ΔY_{fasg}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasg}	0.805	0.513	0.222	0.076	-0.07	-0.361	-0.652
ΔX_{faid}	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222
ΔY_{faid}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faid}	-1.682	-1.05	-0.418	-0.102	0.214	0.846	1.478
ΔX_{faig}	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222
ΔY_{faig}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faig}	-1.682	-1.05	-0.418	-0.102	0.214	0.846	1.478

C

[illegible]

[illegible]

Tableau A.31: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre T8 engendrées par la modification 5 (modification de l'apophyse transverse droite) selon z, avec 9 points de contrôle

Modif. 5 (selon z)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δ acv	0	0	0	0	0	0	0
Δ bcv	-0.432	-0.432	-0.432	-0.432	-0.432	-0.432	-0.432
Δ X_base_epi	0	0	0	0	0	0	0
Δ Y_base_epi	0	0	0	0	0	0	0
Δ Z_base_epi	0	0	0	0	0	0	0
Δ alpha_epi	0	0	0	0	0	0	0
Δ beta_epi	0	0	0	0	0	0	0
Δ d_epi	0	0	0	0	0	0	0
Δ X_apo_tr_d	0	0	0	0	0	0	0
Δ Y_apo_tr_d	0	0	0	0	0	0	0
Δ Z_apo_tr_d	0	0	0	0	0	0	0
Δ X_apo_tr_g	0	0	0	0	0	0	0
Δ Y_apo_tr_g	0	0	0	0	0	0	0
Δ Z_apo_tr_g	0	0	0	0	0	0	0
Δ X_fasd	0.208	0.208	0.208	0.208	0.208	0.208	0.208
Δ Y_fasd	0	0	0	0	0	0	0
Δ Z_fasd	-1.603	-0.931	-0.26	0.076	0.412	1.083	1.755
Δ X_fasg	0.208	0.208	0.208	0.208	0.208	0.208	0.208
Δ Y_fasg	0	0	0	0	0	0	0
Δ Z_fasg	-0.581	-0.318	-0.055	0.076	0.208	0.47	0.733
Δ X_faïd	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222
Δ Y_faïd	0	0	0	0	0	0	0
Δ Z_faïd	-0.944	-0.607	-0.271	-0.102	0.066	0.403	0.739
Δ X_faïg	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222	-0.222
Δ Y_faïg	0	0	0	0	0	0	0
Δ Z_faïg	0.372	0.182	-0.008	-0.102	-0.197	-0.387	-0.577

2

[illegible]

Tableau A.34: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre L3 engendrées par la modification 1 (déplacement du pédicule droit) selon z, avec 6 points de contrôle

Modif. 1 (selon z)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0.775	0.281	0.031	0	0.031	0.281	0.775
Δbcv	0.035	0.022	0.018	0.019	0.022	0.035	0.057
ΔX_{base_epi}	-0.022	-0.022	-0.022	-0.022	-0.022	-0.022	-0.022
ΔY_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{base_epi}	-2.889	-1.695	-0.501	0.096	0.692	1.886	3.08
$\Delta \alpha_{epi}$	5.807	2.917	-0.093	-1.641	-3.215	-6.435	-9.736
$\Delta \beta_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_{epi}	1.478	0.792	0.188	-0.081	-0.327	-0.749	-1.074
$\Delta X_{apo_tr_d}$	-0.045	-0.045	-0.045	-0.045	-0.045	-0.045	-0.045
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	-10.877	-6.409	-1.941	0.293	2.527	6.995	11.463
$\Delta X_{apo_tr_g}$	-0.045	-0.045	-0.045	-0.045	-0.045	-0.045	-0.045
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	3.49	2.211	0.933	0.293	-0.346	-1.625	-2.903
ΔX_{fasd}	0.119	0.119	0.119	0.119	0.119	0.119	0.119
ΔY_{fasd}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasd}	-6.318	-3.657	-0.996	0.335	1.666	4.327	6.988
ΔX_{fasg}	0.119	0.119	0.119	0.119	0.119	0.119	0.119
ΔY_{fasg}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasg}	-1.385	-0.697	-0.009	0.335	0.679	1.367	2.055
ΔX_{faid}	-0.411	-0.411	-0.411	-0.411	-0.411	-0.411	-0.411
ΔY_{faid}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faid}	-5.823	-3.386	-0.949	0.269	1.488	3.925	6.361
ΔX_{faig}	-0.411	-0.411	-0.411	-0.411	-0.411	-0.411	-0.411
ΔY_{faig}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faig}	-1.423	-0.746	-0.069	0.269	0.608	1.285	1.961

Tableau A.35: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre L3 engendrées par la modification 3 (modification de la hauteur du corps vertébral), avec 6 points de contrôle

Modif. 3	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	0.024	0.022	0.02	0.019	0.018	0.017	0.017
ΔX_{base_epi}	-0.022	-0.022	-0.022	-0.022	-0.022	-0.022	-0.022
ΔY_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{base_epi}	0.258	0.193	0.128	0.096	0.063	-0.002	-0.067
$\Delta \alpha_{epi}$	-4.291	-3.223	-2.165	-1.641	-1.12	-0.086	0.935
$\Delta \beta_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_{epi}	-0.48	-0.328	-0.166	-0.081	0.007	0.189	0.382
$\Delta X_{apo_tr_d}$	-0.045	-0.045	-0.045	-0.045	-0.045	-0.045	-0.045
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	0.631	0.496	0.361	0.293	0.226	0.091	-0.045
$\Delta X_{apo_tr_g}$	-0.045	-0.045	-0.045	-0.045	-0.045	-0.045	-0.045
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	0.631	0.496	0.361	0.293	0.226	0.091	-0.045
ΔX_{fasd}	0.119	0.119	0.119	0.119	0.119	0.119	0.119
ΔY_{fasd}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasd}	-0.555	-0.199	0.157	0.335	0.513	0.869	1.225
ΔX_{fasg}	0.119	0.119	0.119	0.119	0.119	0.119	0.119
ΔY_{fasg}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasg}	-0.555	-0.199	0.157	0.335	0.513	0.869	1.225
ΔX_{faid}	-0.411	-0.411	-0.411	-0.411	-0.411	-0.411	-0.411
ΔY_{faid}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faid}	3.354	2.12	0.886	0.269	-0.348	-1.582	-2.816
ΔX_{faig}	-0.411	-0.411	-0.411	-0.411	-0.411	-0.411	-0.411
ΔY_{faig}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faig}	3.354	2.12	0.886	0.269	-0.348	-1.582	-2.816

2

Modif. 1 (selon x)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	-0.028	-0.028	-0.028	-0.028	-0.028	-0.028	-0.028
ΔX_base_epi	0	0	0	0	0	0	0
ΔY_base_epi	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_base_epi	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \alpha_epi$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \beta_epi$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_epi	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_apo_tr_d$	-8.907	-5.335	-1.765	0.021	1.807	5.378	8.95
$\Delta Y_apo_tr_d$	0	0.001	0	0	0.001	-0.001	0.001
$\Delta Z_apo_tr_d$	0.002	0.002	0.002	0.002	0.002	0.002	0.002
$\Delta X_apo_tr_g$	5.459	3.284	1.109	0.021	-1.067	-3.241	-5.418
$\Delta Y_apo_tr_g$	0	-0.001	0	0	-0.001	0	-0.001
$\Delta Z_apo_tr_g$	0.002	0.002	0.002	0.002	0.002	0.002	0.002
ΔX_fasd	-4.781	-2.801	-0.821	0.169	1.159	3.139	5.12
ΔY_fasd	-0.001	0	0	0	0	-0.001	0
ΔZ_fasd	0.114	0.114	0.114	0.114	0.114	0.114	0.114
ΔX_fasg	0.152	0.159	0.166	0.169	0.172	0.179	0.186
ΔY_fasg	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_fasg	0.114	0.114	0.114	0.114	0.114	0.114	0.114
ΔX_faid	-3.147	-2.014	-0.882	-0.315	0.251	1.384	2.517
ΔY_faid	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_faid	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155
ΔX_faig	1.253	0.626	-0.001	-0.315	-0.629	-1.256	-1.884
ΔY_faig	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_faig	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155

Tableau A.38: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre L3 engendrées par la modification 1 (déplacement du pédicule droit) selon z, avec 7 points de contrôle

Modif. 1 (selon z)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	-0.028	-0.028	-0.028	-0.028	-0.028	-0.028	-0.028
ΔX_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔY_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \alpha_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \beta_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_{epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_{apo_tr_d}$	0.021	0.021	0.021	0.021	0.021	0.021	0.021
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	-8.926	-5.355	-1.784	0.002	1.788	5.359	8.93
$\Delta X_{apo_tr_g}$	0.021	0.021	0.021	0.021	0.021	0.021	0.021
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	5.44	3.265	1.09	0.002	-1.086	-3.261	-5.436
ΔX_{fasd}	0.169	0.169	0.169	0.169	0.169	0.169	0.169
ΔY_{fasd}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasd}	-4.837	-2.856	-0.876	0.114	1.104	3.084	5.064
ΔX_{fasg}	0.169	0.169	0.169	0.169	0.169	0.169	0.169
ΔY_{fasg}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasg}	0.097	0.104	0.11	0.114	0.117	0.124	0.131
ΔX_{faid}	-0.315	-0.315	-0.315	-0.315	-0.315	-0.315	-0.315
ΔY_{faid}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faid}	-2.986	-1.854	-0.721	-0.155	0.412	1.545	2.677
ΔX_{faig}	-0.315	-0.315	-0.315	-0.315	-0.315	-0.315	-0.315
ΔY_{faig}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faig}	1.414	0.786	0.159	-0.155	-0.468	-1.095	-1.723

Modif. 1 (selon y)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029
ΔX_base_epi	0	0	0	0	0	0	0
ΔY_base_epi	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_base_epi	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta alpha_epi$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta beta_epi$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_epi	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_apo_tr_d$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Y_apo_tr_d$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_apo_tr_d$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_apo_tr_g$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Y_apo_tr_g$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_apo_tr_g$	0	0	0	0	0	0	0
ΔX_fasd	0.164	0.164	0.163	0.163	0.163	0.164	0.164
ΔY_fasd	-3.115	-1.869	-0.623	0	0.623	1.868	3.114
ΔZ_fasd	0.113	0.113	0.113	0.113	0.113	0.113	0.113
ΔX_fasg	0.163	0.164	0.163	0.163	0.163	0.164	0.163
ΔY_fasg	-0.923	-0.553	-0.184	0	0.185	0.554	0.924
ΔZ_fasg	0.113	0.113	0.113	0.113	0.113	0.113	0.113
ΔX_faid	-0.318	-0.317	-0.318	-0.318	-0.318	-0.317	-0.317
ΔY_faid	-1.009	-0.605	-0.202	0	0.202	0.605	1.009
ΔZ_faid	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155
ΔX_faig	-0.318	-0.317	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318
ΔY_faig	0.144	0.086	0.029	0	-0.029	-0.086	-0.144
ΔZ_faig	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155

Tableau A.41: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre L3 engendrées par la modification 1 (déplacement du pédicule droit) selon z, avec 9 points de contrôle

Modif. 1 (selon z)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029
ΔX_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔY_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \alpha_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \beta_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_{epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
ΔX_{fasd}	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163
ΔY_{fasd}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasd}	-3.002	-1.756	-0.51	0.113	0.736	1.982	3.228
ΔX_{fasg}	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163
ΔY_{fasg}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasg}	-0.81	-0.441	-0.071	0.113	0.298	0.667	1.036
ΔX_{faid}	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318
ΔY_{faid}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faid}	-1.164	-0.76	-0.357	-0.155	0.047	0.451	0.854
ΔX_{faig}	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318
ΔY_{faig}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faig}	-0.011	-0.069	-0.126	-0.155	-0.183	-0.241	-0.299

Tableau A.42: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre L3 engendrées par la modification 3 (modification de la hauteur du corps vertébral), avec 16 points de contrôle

Modif. 3	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	0	0	0	0	0	0	0
ΔX_{base_epi}	-0.033	-0.033	-0.033	-0.033	-0.033	-0.033	-0.033
ΔY_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{base_epi}	0.263	0.169	0.076	0.03	-0.017	-0.11	-0.203
$\Delta \alpha_{epi}$	-4.419	-2.892	-1.388	-0.645	0.092	1.546	2.973
$\Delta \beta_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_{epi}	-0.391	-0.171	0.069	0.197	0.331	0.613	0.914
$\Delta X_{apo_tr_d}$	-0.048	-0.048	-0.048	-0.048	-0.048	-0.048	-0.048
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	0.734	0.734	0.734	0.734	0.734	0.734	0.734
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	0.399	0.231	0.063	-0.021	-0.105	-0.273	-0.441
$\Delta X_{apo_tr_g}$	-0.048	-0.048	-0.048	-0.048	-0.048	-0.048	-0.048
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	-0.734	-0.734	-0.734	-0.734	-0.734	-0.734	-0.734
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	0.399	0.231	0.063	-0.021	-0.105	-0.273	-0.441
ΔX_{fasd}	0.226	0.226	0.226	0.226	0.226	0.226	0.226
ΔY_{fasd}	0.234	0.234	0.234	0.234	0.234	0.234	0.234
ΔZ_{fasd}	-1.268	-0.702	-0.137	0.146	0.429	0.994	1.56
ΔX_{fasg}	0.226	0.226	0.226	0.226	0.226	0.226	0.226
ΔY_{fasg}	-0.234	-0.234	-0.234	-0.234	-0.234	-0.234	-0.234
ΔZ_{fasg}	-1.268	-0.702	-0.137	0.146	0.429	0.994	1.56
ΔX_{faid}	-0.682	-0.682	-0.682	-0.682	-0.682	-0.682	-0.682
ΔY_{faid}	0.406	0.406	0.406	0.406	0.406	0.406	0.406
ΔZ_{faid}	4.345	2.507	0.669	-0.251	-1.17	-3.008	-4.847
ΔX_{faig}	-0.682	-0.682	-0.682	-0.682	-0.682	-0.682	-0.682
ΔY_{faig}	-0.406	-0.406	-0.406	-0.406	-0.406	-0.406	-0.406
ΔZ_{faig}	4.345	2.507	0.669	-0.251	-1.17	-3.008	-4.847

1

Modif. 11	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δ acv	0	0	0	0	0	0	0
Δ bcv	0	0	0	0	0	0	0
ΔX_{base_epi}	-0.033	-0.033	-0.033	-0.033	-0.033	-0.033	-0.033
ΔY_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{base_epi}	0.03	0.03	0.03	0.03	0.03	0.03	0.03
$\Delta \alpha_{epi}$	-0.645	-0.645	-0.645	-0.645	-0.645	-0.645	-0.645
$\Delta \beta_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_{epi}	0.197	0.197	0.197	0.197	0.197	0.197	0.197
$\Delta X_{apo_tr_d}$	-0.048	-0.048	-0.048	-0.048	-0.048	-0.048	-0.048
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	3.656	2.487	1.319	0.734	0.15	-1.018	-2.187
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	-0.021	-0.021	-0.021	-0.021	-0.021	-0.021	-0.021
$\Delta X_{apo_tr_g}$	-0.048	-0.048	-0.048	-0.048	-0.048	-0.048	-0.048
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	-3.656	-2.487	-1.319	-0.734	-0.15	1.018	2.187
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	-0.021	-0.021	-0.021	-0.021	-0.021	-0.021	-0.021
ΔX_{fasd}	0.226	0.226	0.226	0.226	0.226	0.226	0.226
ΔY_{fasd}	0.785	0.565	0.344	0.234	0.124	-0.096	-0.316
ΔZ_{fasd}	0.146	0.146	0.146	0.146	0.146	0.146	0.146
ΔX_{fasg}	0.226	0.226	0.226	0.226	0.226	0.226	0.226
ΔY_{fasg}	-0.785	-0.565	-0.344	-0.234	-0.124	0.096	0.316
ΔZ_{fasg}	0.146	0.146	0.146	0.146	0.146	0.146	0.146
ΔX_{faid}	-0.682	-0.682	-0.682	-0.682	-0.682	-0.682	-0.682
ΔY_{faid}	1.201	0.883	0.565	0.406	0.247	-0.071	-0.389
ΔZ_{faid}	-0.251	-0.251	-0.251	-0.251	-0.251	-0.251	-0.251
ΔX_{faig}	-0.682	-0.682	-0.682	-0.682	-0.682	-0.682	-0.682
ΔY_{faig}	-1.201	-0.883	-0.565	-0.406	-0.247	0.071	0.389
ΔZ_{faig}	-0.251	-0.251	-0.251	-0.251	-0.251	-0.251	-0.251

2

[illegible]

Tableau A.45: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre L3 engendrées par la modification 4 (modification de l'apophyse épineuse) selon x, avec 7 points de contrôle

Modif. 4 (selon x)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	-0.028	-0.028	-0.028	-0.028	-0.028	-0.028	-0.028
ΔX_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔY_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \alpha_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \beta_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_{epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_{apo_tr_d}$	-1.505	-0.894	-0.284	0.021	0.326	0.937	1.547
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	0.002	0.002	0.002	0.002	0.002	0.002	0.002
$\Delta X_{apo_tr_g}$	-1.505	-0.894	-0.284	0.021	0.326	0.937	1.547
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	0.002	0.002	0.002	0.002	0.002	0.002	0.002
ΔX_{fasd}	-0.99	-0.526	-0.063	0.169	0.401	0.865	1.328
ΔY_{fasd}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasd}	0.114	0.114	0.114	0.114	0.114	0.114	0.114
ΔX_{fasg}	-0.99	-0.526	-0.063	0.169	0.401	0.865	1.328
ΔY_{fasg}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasg}	0.114	0.114	0.114	0.114	0.114	0.114	0.114
ΔX_{faid}	-2.535	-1.647	-0.759	-0.315	0.129	1.017	1.904
ΔY_{faid}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faid}	-0.155	-0.155	-0.154	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155
ΔX_{faig}	-2.535	-1.647	-0.759	-0.315	0.129	1.017	1.904
ΔY_{faig}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faig}	-0.155	-0.155	-0.154	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155

Tableau A.46: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre L3 engendrées par la modification 4 (modification de l'apophyse épineuse) selon y, avec 7 points de contrôle

Modif. 4 (selon y)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	-0.028	-0.028	-0.028	-0.028	-0.028	-0.028	-0.028
ΔX_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔY_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \alpha_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \beta_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_{epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_{apo_tr_d}$	0.137	0.063	0.026	0.021	0.026	0.063	0.137
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	1.506	0.912	0.305	0	-0.305	-0.911	-1.506
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	0.041	0.016	0.004	0.002	0.004	0.016	0.041
$\Delta X_{apo_tr_g}$	0.137	0.063	0.026	0.021	0.026	0.063	0.137
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	1.506	0.911	0.305	0	-0.305	-0.912	-1.506
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	0.041	0.016	0.004	0.002	0.004	0.016	0.041
ΔX_{fasd}	0.257	0.201	0.173	0.169	0.173	0.201	0.257
ΔY_{fasd}	1.144	0.692	0.231	0	-0.232	-0.692	-1.144
ΔZ_{fasd}	0.144	0.125	0.115	0.114	0.115	0.125	0.144
ΔX_{fasg}	0.257	0.201	0.173	0.169	0.173	0.201	0.257
ΔY_{fasg}	1.144	0.692	0.232	0	-0.231	-0.692	-1.144
ΔZ_{fasg}	0.144	0.125	0.115	0.114	0.115	0.125	0.144
ΔX_{faid}	-0.147	-0.254	-0.308	-0.315	-0.308	-0.254	-0.147
ΔY_{faid}	2.19	1.325	0.444	0	-0.444	-1.325	-2.19
ΔZ_{faid}	-0.097	-0.134	-0.152	-0.155	-0.152	-0.134	-0.097
ΔX_{faig}	-0.147	-0.254	-0.308	-0.315	-0.308	-0.254	-0.147
ΔY_{faig}	2.19	1.325	0.444	0	-0.444	-1.325	-2.19
ΔZ_{faig}	-0.097	-0.134	-0.152	-0.155	-0.152	-0.134	-0.097

Tableau A.47: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre L3 engendrées par la modification 4 (modification de l'apophyse épineuse) selon z, avec 7 points de contrôle

Modif. 4 (selon z)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	-0.028	-0.028	-0.028	-0.028	-0.028	-0.028	-0.028
ΔX_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔY_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \alpha_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \beta_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_{epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_{apo_tr_d}$	0.021	0.021	0.021	0.021	0.021	0.021	0.021
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	-1.524	-0.914	-0.303	0.002	0.307	0.917	1.528
$\Delta X_{apo_tr_g}$	0.021	0.021	0.021	0.021	0.021	0.021	0.021
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	-1.524	-0.914	-0.303	0.002	0.307	0.917	1.528
ΔX_{fasd}	0.169	0.169	0.169	0.169	0.169	0.169	0.169
ΔY_{fasd}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasd}	-1.045	-0.582	-0.118	0.114	0.346	0.809	1.273
ΔX_{fasg}	0.169	0.169	0.169	0.169	0.169	0.169	0.169
ΔY_{fasg}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasg}	-1.045	-0.582	-0.118	0.114	0.346	0.809	1.273
ΔX_{faid}	-0.315	-0.315	-0.315	-0.315	-0.315	-0.315	-0.315
ΔY_{faid}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faid}	-2.374	-1.486	-0.598	-0.155	0.289	1.177	2.065
ΔX_{faig}	-0.315	-0.315	-0.315	-0.315	-0.315	-0.315	-0.315
ΔY_{faig}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faig}	-2.374	-1.486	-0.598	-0.155	0.289	1.177	2.065

[illegible]

Tableau A.49: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre L3 engendrées par la modification 4 (modification de l'apophyse épineuse) selon y, avec 9 points de contrôle

Modif. 4 (selon y)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029
ΔX_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔY_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \alpha_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \beta_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_{epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
ΔX_{fasd}	0.22	0.184	0.166	0.163	0.166	0.184	0.22
ΔY_{fasd}	0.742	0.449	0.15	0	-0.151	-0.45	-0.743
ΔZ_{fasd}	0.133	0.12	0.114	0.113	0.114	0.12	0.133
ΔX_{fasg}	0.22	0.184	0.166	0.163	0.166	0.184	0.22
ΔY_{fasg}	0.743	0.45	0.151	0	-0.15	-0.449	-0.742
ΔZ_{fasg}	0.133	0.12	0.114	0.113	0.114	0.12	0.133
ΔX_{faid}	-0.163	-0.261	-0.311	-0.318	-0.311	-0.261	-0.163
ΔY_{faid}	2.018	1.221	0.409	0	-0.409	-1.221	-2.019
ΔZ_{faid}	-0.102	-0.136	-0.153	-0.155	-0.153	-0.136	-0.102
ΔX_{faig}	-0.163	-0.261	-0.311	-0.318	-0.311	-0.261	-0.163
ΔY_{faig}	2.019	1.221	0.409	0	-0.409	-1.221	-2.018
ΔZ_{faig}	-0.102	-0.136	-0.153	-0.155	-0.153	-0.136	-0.102

Tableau A.50: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre L3 engendrées par la modification 4 (modification de l'apophyse épineuse) selon z, avec 9 points de contrôle

Modif. 4 (selon z)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029
ΔX_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔY_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \alpha_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \beta_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_{epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
ΔX_{fasd}	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163
ΔY_{fasd}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasd}	-0.64	-0.338	-0.037	0.113	0.264	0.565	0.866
ΔX_{fasg}	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163
ΔY_{fasg}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasg}	-0.64	-0.338	-0.037	0.113	0.264	0.565	0.866
ΔX_{faid}	-0.318	-0.318	-0.317	-0.318	-0.317	-0.318	-0.317
ΔY_{faid}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faid}	-2.2	-1.382	-0.564	-0.155	0.254	1.072	1.89
ΔX_{faig}	-0.318	-0.318	-0.317	-0.318	-0.317	-0.318	-0.317
ΔY_{faig}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faig}	-2.2	-1.382	-0.564	-0.155	0.254	1.072	1.89

▶▶

[illegible]

Tableau A.52: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre L3 engendrées par la modification 5 (modification de l'apophyse transverse droite) selon y, avec 9 points de contrôle

Modif. 5 (selon y)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029
ΔX_base_epi	0	0	0	0	0	0	0
ΔY_base_epi	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_base_epi	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta alpha_epi$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta beta_epi$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_epi	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_apo_tr_d$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Y_apo_tr_d$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_apo_tr_d$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_apo_tr_g$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Y_apo_tr_g$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_apo_tr_g$	0	0	0	0	0	0	0
ΔX_fasd	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163
ΔY_fasd	-1.143	-0.686	-0.229	0	0.228	0.685	1.142
ΔZ_fasd	0.113	0.113	0.113	0.113	0.113	0.113	0.113
ΔX_fasg	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163
ΔY_fasg	-0.188	-0.113	-0.037	0	0.038	0.114	0.189
ΔZ_fasg	0.113	0.113	0.113	0.113	0.113	0.113	0.113
ΔX_faid	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318
ΔY_faid	-0.85	-0.51	-0.17	0	0.17	0.51	0.85
ΔZ_faid	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155
ΔX_faig	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318
ΔY_faig	0.28	0.168	0.056	0	-0.056	-0.168	-0.28
ΔZ_faig	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155	-0.155

Tableau A.53: Différences paramétriques (en mm) sur la vertèbre L3 engendrées par la modification 5 (modification de l'apophyse transverse droite) selon z, avec 9 points de contrôle

Modif. 5 (selon z)	-5	-3	-1	0	1	3	5
Δacv	0	0	0	0	0	0	0
Δbcv	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029	-0.029
ΔX_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔY_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{base_epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \alpha_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta \beta_{epi}$	0	0	0	0	0	0	0
Δd_{epi}	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Y_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_d}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta X_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Y_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
$\Delta Z_{apo_tr_g}$	0	0	0	0	0	0	0
ΔX_{fasd}	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163
ΔY_{fasd}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasd}	-1.03	-0.573	-0.115	0.113	0.342	0.799	1.256
ΔX_{fasg}	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163	0.163
ΔY_{fasg}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{fasg}	-0.075	0	0.075	0.113	0.151	0.226	0.302
ΔX_{faid}	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318
ΔY_{faid}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faid}	-1.005	-0.665	-0.325	-0.155	0.015	0.355	0.695
ΔX_{faig}	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318	-0.318
ΔY_{faig}	0	0	0	0	0	0	0
ΔZ_{faig}	0.125	0.013	-0.099	-0.155	-0.211	-0.323	-0.435

Annexe B: Résultats de l'étude de sensibilité au profil de krigeage

Les résultats de l'étude de sensibilité au profil de krigeage se présentent sous deux formes: le critère paramétrique et le critère volumique. Dans le premier cas, les 6 premiers tableaux présentent les valeurs du C_P (en °) par structure anatomique vertébrale pour chaque type de modélisation géométrique alors que le septième tableau les résume. Dans le second cas, le premier tableau montre le détail du calcul du C_V , c.-à-d. les valeurs du volume de chaque vertèbre, du *AND*, du *OR* et du *XOR*, alors que le second les résume sous un format semblable au résultats du C_P .

Les résultats sont présentés dans le même ordre qu'au chapitre 3: vertèbre saines puis scoliotiques et, dans chaque cas, vertèbre dorsale puis lombaire (T8 saine, L3 saine, T6 scoliotique, L2 scoliotique).

B.1 Vertèbres saines

B.1.1 T8 saine

Tableau B.1: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre T8 saine avec 6 points de contrôle

		T806d1c2	T806d1c4	T806d1c5	T806d2c2	T806d2c4	T806d2c5
Paramètres	$\Delta\theta_{PG}(\Delta P_{em})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta P_{mg})$
total CORPS VERT.	3.727799	1.992	3.225	1.167	0.339	0.411	0.364
total PÉDICULES	0.618767	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
total APO. ÉPIN.	0.042439	0.764	2.610	0.758	0.320	0.380	0.337
total APO. TRANS.	0.034261	0.269	0.791	0.229	0.073	0.068	0.072
total FASG	1.363184	1.318	1.160	0.532	0.319	0.519	0.282
total FASD	1.363184	1.342	0.710	0.296	0.247	0.477	0.349
total FAG	1.363184	2.458	1.790	0.637	0.238	0.525	0.318
total FAID	1.363184	2.358	1.720	0.492	0.359	0.318	0.327
total FACSG	0.000000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
total FACSD	0.000000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
total FACG	0.000000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
total FACD	0.000000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
total FACTG	0.000000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
total FACTD	0.000000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000
TOTAL	9.876002	10.502	12.007	4.111	1.896	2.682	2.048

Tableau B.2: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre T8 saine avec 7 points de contrôle

	T807d1c2	T807d1c4	T807d1c5	T807d2c2	T807d2c4	T807d2c5
Paramètres	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$
total CORPS VERT.	1,998	2,744	0,977	0,184	0,459	0,314
total PÉDICULES	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total APO. ÉPIN.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total APO. TRANS.	0,176	0,263	0,070	0,018	0,023	0,019
total FASG	1,415	1,052	0,530	0,367	0,567	0,233
total FASD	1,446	0,954	0,393	0,221	0,525	0,296
total FAIG	0,388	0,972	0,610	0,554	0,391	0,523
total FAID	0,447	1,230	0,861	0,759	0,712	0,705
total FACSG	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACSD	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACIG	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACID	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACTG	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACTD	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
TOTAL	5,571	7,215	3,442	2,104	2,677	2,090

Tableau B.3: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre T8 saine avec 9 points de contrôle

	T809d1c2	T809d1c4	T809d1c5	T809d2c2	T809d2c4	T809d2c5
Paramètres	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$
total CORPS VERT.	1,666	2,109	0,707	0,122	0,474	0,284
total PÉDICULES	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total APO. ÉPIN.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total APO. TRANS.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FASG	0,804	0,801	0,424	0,323	0,578	0,248
total FASD	0,849	0,482	0,194	0,216	0,499	0,269
total FAIG	0,594	0,694	0,550	0,552	0,409	0,513
total FAID	0,676	0,941	0,761	0,777	0,717	0,726
total FACSG	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACSD	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACIG	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACID	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACTG	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACTD	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
TOTAL	4,589	5,026	2,837	1,989	2,677	2,039

Tableau B.4: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre T8 saine avec 13 points de contrôle

Paramètres	T813d1c2	T813d1c4	T813d1c5	T813d2c2	T813d2c4	T813d2c5	T813d3c2	T813d3c4	T813d3c5
	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$
total CORPS VERT.	1,635	1,641	0,637	0,078	0,334	0,231	0,452	0,286	0,390
total PEXCULES	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total APO. EPIN.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total APO. TRANS.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total PASG	0,096	0,259	0,311	0,202	0,387	0,305	0,388	0,559	0,464
total FASD	0,274	0,119	0,181	0,170	0,262	0,208	1,373	1,823	1,605
total FAIG	0,409	0,584	0,485	0,379	0,531	0,482	0,540	0,787	0,653
total FAID	0,681	0,760	0,642	0,632	0,708	0,694	1,746	2,722	2,279
total FACSG	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACSD	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACIG	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACID	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACTG	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACTD	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
TOTAL	3,996	3,983	2,264	1,462	2,221	1,928	4,498	6,177	5,398

Tableau B.5: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre T8 saine avec 16 points de contrôle

Paramètres	T816d1c2	T816d1c4	T816d1c5	T816d2c2	T816d2c4	T816d2c5	T816d3c2	T816d3c4	T816d3c5
	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$
total CORPS VERT.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total PEXCULES	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total APO. EPIN.	0,784	1,960	0,615	0,228	0,554	0,318	0,976	1,076	1,013
total APO. TRANS.	0,275	0,638	0,186	0,050	0,106	0,069	0,134	0,154	0,140
total PASG	1,424	0,834	0,519	0,337	0,522	0,336	0,578	0,704	0,645
total FASD	1,488	0,738	0,299	0,188	0,468	0,279	1,063	0,851	0,963
total FAIG	2,204	1,339	0,312	0,310	0,333	0,172	0,650	0,781	0,688
total FAID	2,072	1,203	0,484	0,626	0,465	0,503	0,726	0,896	0,802
total FACSG	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACSD	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACIG	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACID	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACTG	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACTD	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
TOTAL	8,248	6,711	2,415	1,739	2,448	1,677	4,867	4,463	4,252

Tableau B.6: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre T8 saine avec 23 points de contrôle

Paramètres	T823d1c2	T823d1c4	T823d1c5	T823d2c2	T823d2c4	T823d2c5	T823d3c2	T823d3c4	T823d3c5	T823d4c2	T823d4c4	T823d4c5
	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pe}(\Delta P_{mg})$
total CORPS VERT.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total PEXCULES	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total APO. EPIN.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total APO. TRANS.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total PASG	0,254	0,525	0,423	0,275	0,611	0,447	0,000	0,515	0,857	0,582	0,701	0,372
total FASD	0,280	0,315	0,257	0,167	0,480	0,283	0,823	0,875	0,744	0,287	0,253	0,255
total FAIG	0,300	0,883	0,550	0,383	0,676	0,540	0,708	0,771	0,748	0,597	0,573	0,629
total FAID	0,678	0,750	0,600	0,623	0,767	0,682	0,910	0,903	0,905	0,908	0,905	0,748
total FACSG	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACSD	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACIG	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACID	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACTG	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FACTD	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
TOTAL	1,636	2,282	1,620	1,448	2,403	1,571	3,368	3,164	3,234	2,864	2,632	2,082

Tableau B.7: Critère paramétrique pour la vertèbre T8 saine (résumé)

T8	6 points	7 points	9 points	13 points	16 points	23 points	moyenne
d1c2	10,502	5,871	4,589	3,095	8,249	1,530	5,639
d1c4	12,007	7,215	5,026	3,563	6,711	2,282	6,134
d1c5	4,111	3,442	2,637	2,256	2,415	1,920	2,797
d2c2	1,896	2,104	1,989	1,462	1,739	1,448	1,773
d2c4	2,697	2,677	2,677	2,221	2,448	2,463	2,530
d2c5	2,048	2,090	2,039	1,920	1,677	1,971	1,958
d3c2				4,499	4,067	3,355	3,974
d3c4				6,177	4,463	3,164	4,601
d3c5				5,390	4,252	3,254	4,299
d4c2						2,054	2,054
d4c4						2,032	2,032
d4c5						2,002	2,002

Tableau B.8: Calcul du critère volumique pour la vertèbre T8 saine

	VOL 1	VOL 2	AND	OR	XOR	XOR/OR
T808d1c2	123180	21058	19270	124848	105678	84,58%
T808d1c4	5833	30128	3783	31988	28235	88,24%
T808d1c5	34618	60222	23142	71888	48558	67,72%
T808d2c2	70853	75883	48817	97719	48902	50,04%
T808d2c4	62259	69000	42510	88748	46239	52,10%
T808d2c5	68089	73405	46539	94955	48416	50,99%
T807d1c2	123160	29079	27488	124751	97263	77,97%
T807d1c4	20281	53245	15814	57712	41898	72,60%
T807d1c5	73266	96648	56843	113071	56228	49,73%
T807d2c2	116759	108730	91820	133669	41849	31,31%
T807d2c4	103293	105338	77721	130910	53189	40,63%
T807d2c5	111129	108365	85322	134172	48850	36,41%
T808d1c2	123180	48759	45897	128022	80125	63,58%
T808d1c4	70239	109944	55843	124340	68497	55,08%
T808d1c5	98732	107732	77286	129178	51892	40,17%
T808d2c2	116783	104553	90431	130805	40474	30,92%
T808d2c4	104308	104828	77591	131546	53955	41,02%
T808d2c5	111050	105286	84309	132027	47718	36,14%
T813d1c2	123160	57231	53686	126705	73019	57,63%
T813d1c4	73226	104029	56927	120328	63401	52,69%
T813d1c5	99679	104102	77014	126767	49753	39,25%
T813d2c2	119215	104225	91057	132383	41326	31,22%
T813d2c4	104776	101011	79005	126782	47777	37,68%
T813d2c5	111366	102749	84402	129713	45311	34,93%
T813d3c2	104025	110028	71867	142186	70319	49,46%
T813d3c4	100038	107762	64271	143529	79258	55,22%
T813d3c5	103192	110444	69229	144407	75178	52,06%
T816d1c2	123180	60344	56638	128866	70228	55,38%
T816d1c4	12132	40533	7496	45169	37673	83,40%
T816d1c5	51382	72205	33183	90404	57221	63,29%
T816d2c2	87785	89440	63283	113942	50659	44,46%
T816d2c4	54580	67683	35108	87134	52025	59,71%
T816d2c5	76990	83333	51478	108845	57367	52,71%
T816d3c2	31302	48158	20149	57311	37162	64,84%
T816d3c4	27663	42754	17880	52757	35087	66,53%
T816d3c5	29831	44576	19149	55258	36109	65,35%
T823d1c2	123160	96007	86221	132946	46725	35,15%
T823d1c4	119290	112830	85875	146245	60370	41,28%
T823d1c5	119129	109505	87646	140988	53342	37,83%
T823d2c2	119140	106328	90592	134876	44284	32,83%
T823d2c4	120020	112773	86349	146444	60095	41,04%
T823d2c5	119630	109054	87845	140839	52994	37,63%
T823d3c2	114643	114467	82493	146617	64124	43,74%
T823d3c4	117802	115163	83493	149472	65979	44,14%
T823d3c5	116376	114838	82646	148568	65922	44,37%
T823d4c2	77487	83045	54679	105853	51174	48,34%
T823d4c4	70720	79362	49829	100253	50424	50,30%
T823d4c5	73477	80689	51987	102179	50192	49,12%

Tableau B.9: Critère volumique pour la vertèbre T8 saine (résumé)

T8	6 points	7 points	9 points	13 points	16 points	23 points	moyenne
d1c2	84,58%	77,97%	63,58%	57,63%	55,36%	35,15%	62,38%
d1c4	88,24%	72,60%	55,09%	52,69%	83,40%	41,28%	65,55%
d1c5	67,72%	49,73%	40,17%	39,25%	63,29%	37,83%	49,67%
d2c2	50,04%	31,31%	30,92%	31,22%	44,46%	32,83%	36,80%
d2c4	52,10%	40,63%	41,02%	37,68%	59,71%	41,04%	45,36%
d2c5	50,99%	36,41%	36,14%	34,93%	52,71%	37,63%	41,47%
d3c2				49,46%	64,84%	43,74%	52,68%
d3c4				55,22%	66,53%	44,14%	55,30%
d3c5				52,06%	65,35%	44,37%	53,93%
d4c2						48,34%	48,34%
d4c4						50,30%	50,30%
d4c5						49,12%	49,12%

B.1.2 L3 saine**Tableau B.10: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre L3 saine avec 6 points de contrôle**

		L306d1c2	L306d1c4	L306d1c5	L306d2c2	L306d2c4	L306d2c5
Paramètres	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{em})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$
total CORPS VERT.	13,352876	8,655	8,827	0,796	1,779	1,755	1,771
total PÉDICULES	2,136236	0,016	0,016	0,016	0,016	0,016	0,016
total APO. ÉPIN.	0,386071	2,551	3,555	0,681	0,757	0,759	0,758
total APO. TRANS.	0,059922	0,225	0,338	0,105	0,090	0,090	0,090
total FASG	2,833363	5,469	4,948	1,746	1,080	1,101	1,090
total FASD	2,833363	5,606	5,016	1,646	0,969	0,966	0,966
total FAIG	2,833363	8,815	7,918	1,581	2,299	2,428	2,340
total FAID	2,833363	9,154	8,704	1,837	1,834	1,900	1,850
TOTAL	27,268556	40,492	37,121	8,411	8,824	9,038	8,881

Tableau B.11: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre L3 saine avec 7 points de contrôle

	L307d1c2	L307d1c4	L307d1c5	L307d2c2	L307d2c4	L307d2c5
Paramètres	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$
total CORPS VERT.	8,416	5,660	5,660	1,544	1,826	1,696
total PÉDICULES	0,016	0,016	0,016	0,016	0,016	0,016
total APO. ÉPIN.	0,193	0,193	0,193	0,193	0,193	0,193
total APO. TRANS.	0,163	0,278	0,278	0,051	0,054	0,053
total FASG	3,139	3,137	1,535	1,074	1,142	1,102
total FASD	5,184	2,299	0,947	0,720	0,726	0,696
total FAIG	4,720	6,847	2,831	1,941	2,068	1,980
total FAID	4,284	6,647	2,677	1,452	1,434	1,432
TOTAL	26,116	25,077	14,137	6,992	7,460	7,168

Tableau B.12: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre L3 saine avec 9 points de contrôle

	L309d1c2	L309d1c4	L309d1c5	L309d2c2	L309d2c4	L309d2c5
Paramètres	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$
total CORPS VERT.	6,713	1,319	1,248	2,125	2,016	2,148
total PÉDICULES	0,016	0,016	0,016	0,016	0,016	0,016
total APO. ÉPIN.	0,193	0,193	0,193	0,193	0,193	0,193
total APO. TRANS.	0,031	0,031	0,031	0,031	0,031	0,031
total FASG	2,453	2,189	1,102	0,942	0,955	0,954
total FASD	2,360	2,432	1,299	0,887	0,888	0,857
total FAIG	4,045	5,381	2,611	1,944	1,997	1,948
total FAID	3,721	4,853	2,159	1,372	1,353	1,363
TOTAL	19,531	16,414	8,660	7,509	7,449	7,511

Tableau B.13: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre L3 saine avec 13 points de contrôle

	L313d1c2	L313d1c4	L313d1c5	L313d2c2	L313d2c4	L313d2c5	L313d3c2	L313d3c4	L313d3c5
Paramètres	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$
total CORPS VERT.	6,557	1,093	1,205	2,087	1,954	2,075	1,274	1,587	1,491
total PÉDICULES	0,016	0,016	0,016	0,016	0,016	0,016	0,016	0,016	0,016
total APO. ÉPIN.	0,193	0,193	0,193	0,193	0,193	0,193	0,193	0,193	0,193
total APO. TRANS.	0,031	0,031	0,031	0,031	0,031	0,031	0,031	0,031	0,031
total FASG	1,360	1,002	0,989	1,021	1,110	1,069	1,052	1,123	1,088
total FASD	1,003	1,312	1,135	1,072	1,072	1,072	1,222	1,112	1,161
total FAIG	0,858	0,904	0,788	0,814	0,921	0,832	0,773	0,968	0,884
total FAID	0,850	1,023	0,880	0,798	1,005	0,915	0,953	1,008	0,976
TOTAL	10,887	5,575	5,258	6,033	6,303	6,202	5,514	6,038	5,839

Tableau B.14: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre L3 saine avec 16 points de contrôle

	L316d1c2	L316d1c4	L316d1c5	L316d2c2	L316d2c4	L316d2c5	L316d3c2	L316d3c4	L316d3c5
Paramètres	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta p_{mg})$
total CORPS VERT.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total PÉDICULES	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total APO. ÉPIN.	2,197	3,006	0,647	0,265	0,473	0,321	1,005	1,000	1,013
total APO. TRANS.	0,197	0,293	0,087	0,042	0,044	0,034	0,071	0,094	0,074
total FASG	4,906	4,926	2,211	1,726	1,393	1,505	1,402	1,093	1,223
total FASD	4,829	4,525	1,964	1,160	1,038	1,047	1,045	1,161	1,093
total FAIG	7,518	8,240	2,349	1,465	2,003	1,328	2,476	3,310	2,745
total FAID	7,257	8,028	2,519	1,155	2,148	1,224	3,345	3,768	3,474
TOTAL	26,902	26,018	9,777	5,813	7,088	5,457	9,344	10,428	9,621

Tableau B.15: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre L3 saine avec 23 points de contrôle

	L32d1c2	L32d1c4	L32d1c5	L32d2c2	L32d2c4	L32d2c5	L32d3c2	L32d3c4	L32d3c5	L32d4c2	L32d4c4	L32d4c5
Paramètres	$\Delta\theta_{xy}(AP_{xy})$	$\Delta\theta_{xy}(AP_{xy})$	$\Delta\theta_{xy}(AP_{xy})$	$\Delta\theta_{xy}(AP_{xy})$	$\Delta\theta_{xy}(AP_{xy})$	$\Delta\theta_{xy}(AP_{xy})$	$\Delta\theta_{xy}(AP_{xy})$	$\Delta\theta_{xy}(AP_{xy})$	$\Delta\theta_{xy}(AP_{xy})$	$\Delta\theta_{xy}(AP_{xy})$	$\Delta\theta_{xy}(AP_{xy})$	$\Delta\theta_{xy}(AP_{xy})$
Total CORPS VERT	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Total PÉDICULES	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Total APO. SPH.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Total APO. TRANS.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Total FASC.	1,113	0,827	0,558	0,877	0,741	0,883	0,890	0,834	0,780	2,870	2,715	0,780
Total FASD	0,814	0,838	0,820	0,830	0,806	0,813	0,854	0,877	0,782	1,393	1,158	0,782
Total FAG	1,000	0,880	0,730	0,833	0,808	0,860	0,848	0,774	0,810	2,838	2,560	0,810
Total FAD	0,805	0,758	0,710	0,788	0,861	0,786	0,861	0,888	0,828	1,980	1,812	0,828
TOTAL	3,732	2,721	2,022	3,188	3,188	3,898	3,883	3,168	3,178	8,088	8,280	3,178

Tableau B.16: Critère paramétrique pour la vertèbre L3 saine (résumé)

L3	6 points	7 points	9 points	13 points	16 points	23 points	moyenne
d1c2	40,49	26,12	19,53	10,87	26,90	3,73	21,27
d1c4	37,12	25,08	16,41	5,57	29,02	2,72	19,32
d1c5	8,41	14,14	8,66	5,24	9,78	2,82	8,17
d2c2	8,82	6,99	7,51	6,03	5,81	3,15	6,39
d2c4	9,03	7,46	7,45	6,30	7,10	3,11	6,74
d2c5	8,88	7,17	7,51	6,20	5,46	3,04	6,38
d3c2				5,51	9,34	3,45	6,10
d3c4				6,04	10,43	3,14	6,54
d3c5				5,84	9,62	3,18	6,21
d4c2						8,47	8,47
d4c4						8,26	8,26
d4c5						3,18	3,18

Tableau B.17: Calcul du critère volumique pour la vertèbre L3 saine

	VOL 1	VOL 2	AND	OR	XOR	XOR/OR
L306d1c2	0	0	0	0	0	#DN/OI
L306d1c4	26598	81702	23500	84800	61300	72,29%
L306d1c5	91584	112570	78467	125667	47200	37,56%
L306d2c2	150727	123685	105501	168891	63390	37,53%
L306d2c4	147836	123247	103780	167303	63523	37,97%
L306d2c5	148405	123678	104458	167625	63167	37,68%
L307d1c2	151634	39945	39544	153035	114491	74,81%
L307d1c4	27173	52856	24512	55517	31005	55,85%
L307d1c5	93071	104607	78532	119146	40614	34,09%
L307d2c2	150709	133497	112445	171761	59316	34,53%
L307d2c4	147754	128581	106703	169632	62929	37,10%
L307d2c5	150365	130958	110148	171175	61027	35,65%
L309d1c2	151634	55235	52788	154081	101283	65,74%
L309d1c4	130234	168942	108400	189776	80378	42,35%
L309d1c5	153186	146097	118384	180899	62515	34,56%
L309d2c2	154214	128981	110867	172328	61481	35,67%
L309d2c4	153678	127812	108392	171898	62506	36,36%
L309d2c5	154125	127848	110038	171735	61697	35,93%
L313d1c2	151634	73759	67241	158152	90911	57,48%
L313d1c4	128861	132958	108846	154973	48127	31,06%
L313d1c5	150872	128664	115868	163668	47800	29,21%
L313d2c2	151511	118936	107226	163221	55995	34,31%
L313d2c4	150647	119650	106679	163618	56939	34,80%
L313d2c5	151073	119420	107477	163016	55539	34,07%
L313d3c2	150467	123677	108584	165560	56976	34,41%
L313d3c4	150062	121016	105938	165140	59202	35,85%
L313d3c5	150313	121752	106729	165336	58607	35,45%
L316d1c2	151634	92138	87751	156021	68270	43,76%
L316d1c4	48581	75368	38347	83580	45233	54,12%
L316d1c5	119239	135610	103197	151852	48455	31,95%
L316d2c2	134888	138607	118206	155287	39081	25,17%
L316d2c4	154150	147718	129086	172782	43686	25,29%
L316d2c5	153752	152522	131796	174478	42682	24,46%
L316d3c2	151838	139858	122071	169625	47554	28,03%
L316d3c4	153467	137523	121484	169506	48022	28,33%
L316d3c5	153763	139255	122987	170031	47044	27,67%
L323d1c2	151634	132260	121408	162486	41078	25,28%
L323d1c4	149299	140406	127194	162511	35317	21,73%
L323d1c5	150915	143243	129535	164623	35088	21,31%
L323d2c2	151637	142454	128265	165826	37561	22,65%
L323d2c4	150654	143941	130078	164517	34439	20,93%
L323d2c5	151165	143904	130039	165030	34991	21,20%
L323d3c2	151035	142316	127886	165465	37579	22,71%
L323d3c4	150300	143397	129462	164235	34773	21,17%
L323d3c5	150539	143052	129185	164406	35221	21,42%
L323d4c2	136433	151096	115807	171722	55915	32,56%
L323d4c4	135360	147736	114326	168770	54444	32,26%
L323d4c5	150539	143052	129185	164406	35221	21,42%

Tableau B.18: Critère volumique pour la vertèbre L3 saine (résumé)

L3	6 points	7 points	9 points	13 points	16 points	23 points	moyenne
d1c2		74,81 %	65,74 %	57,48 %	43,76 %	25,28 %	53,41 %
d1c4	72,29 %	55,85 %	42,35 %	31,06 %	54,12 %	21,73 %	46,23 %
d1c5	37,56 %	34,09 %	34,56 %	29,21 %	31,95 %	21,31 %	31,45 %
d2c2	37,53 %	34,53 %	35,67 %	34,31 %	25,17 %	22,65 %	31,64 %
d2c4	37,97 %	37,10 %	36,36 %	34,80 %	25,29 %	20,93 %	32,08 %
d2c5	37,68 %	35,65 %	35,93 %	34,07 %	24,46 %	21,20 %	31,50 %
d3c2				34,41 %	28,03 %	22,71 %	28,39 %
d3c4				35,85 %	28,33 %	21,17 %	28,45 %
d3c5				35,45 %	27,67 %	21,42 %	28,18 %
d4c2						32,56 %	32,56 %
d4c4						32,26 %	32,26 %
d4c5						21,42 %	21,42 %

B.2 Vertèbres scoliotiques

B.2.1 T6 scoliotique

Tableau B.19: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre T6 scoliotique avec 6 points de contrôle

		T606d1c2	T606d1c4	T606d1c5	T606d2c2	T606d2c4	T606d2c5
Paramètres	$\Delta\theta_{PG}(\Delta P_{sem})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta P_{mg})$
total CORPS VERT.	3,727799098	2,100	2,562	0,701	0,162	0,211	0,174
total PÉDUCULES	0,618767076	0,011	0,011	0,011	0,011	0,011	0,011
total APO. ÉPIN.	0,042439369	0,978	1,574	0,234	0,399	0,447	0,416
total APO. TRANS.	0,034261396	0,227	0,566	0,129	0,046	0,044	0,046
total FASG	1,363888866	1,376	1,379	0,710	0,581	0,549	0,497
total FASD	1,363888866	0,810	1,562	1,064	0,962	0,839	0,917
total FAIG	1,363888866	2,179	1,466	0,381	0,611	0,609	0,626
total FAID	1,363888866	2,243	1,993	0,762	0,562	0,567	0,564
TOTAL	9,838822387	9,922	11,111	3,991	3,324	3,277	3,248

Tableau B.20: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre T6 scoliotique avec 7 points de contrôle

	T607d1c2	T607d1c4	T607d1c5	T607d2c2	T607d2c4	T607d2c5
Paramètres	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$
total CORPS VERT.	2,060	2,169	0,641	0,055	0,232	0,134
total PÉDICULES	0,011	0,011	0,011	0,011	0,011	0,011
total APO. ÉPIN.	0,004	0,004	0,004	0,004	0,004	0,004
total APO. TRANS.	0,148	0,429	0,130	0,048	0,061	0,049
total FASG	1,708	1,328	0,763	0,540	0,606	0,541
total FASD	1,194	1,236	1,065	1,040	0,915	0,996
total FAIG	0,667	1,145	0,673	0,682	0,415	0,534
total FAID	0,721	0,885	0,574	0,527	0,634	0,561
TOTAL	6,512	7,208	3,660	2,907	2,878	2,831

Tableau B.21: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre T6 scoliotique avec 9 points de contrôle

	T609d1c2	T609d1c4	T609d1c5	T609d2c2	T609d2c4	T609d2c5
Paramètres	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$
total CORPS VERT.	1,734	1,382	0,265	0,164	0,281	0,087
total PÉDICULES	0,011	0,011	0,011	0,011	0,011	0,011
total APO. ÉPIN.	0,004	0,004	0,004	0,004	0,004	0,004
total APO. TRANS.	0,012	0,012	0,012	0,012	0,012	0,012
total FASG	0,847	0,977	0,665	0,671	0,604	0,521
total FASD	0,589	1,421	1,139	1,068	0,806	0,947
total FAIG	0,391	1,075	0,760	0,733	0,469	0,584
total FAID	0,769	0,884	0,669	0,566	0,538	0,545
TOTAL	4,357	5,767	3,524	3,229	2,725	2,712

Tableau B.22: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre T6 scoliotique avec 13 points de contrôle

	T613d1c2	T613d1c4	T613d1c5	T613d2c2	T613d2c4	T613d2c5	T613d3c2	T613d3c4	T613d3c5
Paramètres	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$
total CORPS VERT.	1,715	1,111	0,210	0,178	0,155	0,135	0,532	0,431	0,500
total PÉDICULES	0,011	0,011	0,011	0,011	0,011	0,011	0,011	0,011	0,011
total APO. ÉPIN.	0,004	0,004	0,004	0,004	0,004	0,004	0,004	0,004	0,004
total APO. TRANS.	0,012	0,012	0,012	0,012	0,012	0,012	0,012	0,012	0,012
total FASG	1,130	0,588	1,006	1,080	1,047	1,095	1,103	1,078	1,088
total FASD	0,595	0,749	0,694	0,732	0,557	0,619	0,589	0,537	0,569
total FAIG	0,367	0,259	0,326	0,275	0,231	0,255	0,223	0,289	0,251
total FAID	0,446	0,709	0,629	0,540	0,584	0,563	0,751	0,681	0,719
TOTAL	4,286	3,443	2,892	2,831	2,691	2,694	3,224	3,043	3,163

Tableau B.23: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre T6 scoliotique avec 16 points de contrôle

	T616d1c2	T616d1c4	T616d1c5	T616d2c2	T616d2c4	T616d2c5	T616d3c2	T616d3c4	T616d3c5
Paramètres	$\Delta\theta_{rel}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{rel}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{rel}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{rel}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{rel}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{rel}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{rel}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{rel}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{rel}(\Delta P_{mg})$
total CORPS VERT.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total PÉDICULES	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total APO. SPIN.	0,914	0,920	0,188	0,254	0,663	0,367	1,043	1,065	1,038
total APO. TRANS.	0,213	0,359	0,116	0,034	0,026	0,032	0,064	0,063	0,063
total FASG	1,407	0,899	0,601	0,517	0,411	0,392	2,571	0,686	1,946
total FASD	1,029	0,840	0,864	0,873	0,752	0,790	0,818	0,783	0,822
total FAIG	2,146	1,221	0,466	0,740	0,813	0,746	0,784	0,906	0,744
total FAID	1,855	0,965	0,411	0,356	0,611	0,443	0,755	0,791	0,727
TOTAL	7,866	5,286	2,647	2,776	3,276	2,788	6,936	4,294	5,341

Tableau B.24: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre T6 scoliotique avec 23 points de contrôle

	T623d1c2	T623d1c4	T623d1c5	T623d2c2	T623d2c4	T623d2c5	T623d3c2	T623d3c4	T623d3c5	T623d4c2	T623d4c4	T623d4c5
Paramètres	$\Delta\theta_{rel}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{rel}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{rel}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{rel}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{rel}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{rel}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{rel}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{rel}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{rel}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{rel}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{rel}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{rel}(\Delta P_{mg})$
total CORPS VERT.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total PÉDICULES	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total APO. SPIN.	0,900	0,900	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total APO. TRANS.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total FASG	1,164	0,835	1,853	1,838	1,882	1,112	1,854	1,828	1,857	1,858	1,277	1,185
total FASD	0,510	0,609	0,608	0,653	0,548	0,576	0,508	0,532	0,524	1,084	1,318	1,283
total FAIG	0,162	0,310	0,320	0,275	0,331	0,315	0,280	0,329	0,308	0,482	0,388	0,407
total FAID	0,508	0,540	0,498	0,487	0,538	0,488	0,557	0,591	0,586	0,451	0,525	0,488
TOTAL	2,343	2,482	2,479	2,691	2,581	2,691	2,486	2,478	2,486	2,986	3,685	3,261

Tableau B.25: Critère paramétrique pour la vertèbre T6 scoliotique (résumé)

T6	6 points	7 points	9 points	13 points	16 points	23 points	moyenne
d1c2	9,922	6,512	4,357	4,280	7,564	2,343	5,830
d1c4	11,111	7,208	5,767	3,443	5,205	2,402	5,856
d1c5	3,991	3,860	3,524	2,892	2,647	2,479	3,232
d2c2	3,324	2,907	3,229	2,831	2,775	2,451	2,919
d2c4	3,277	2,878	2,725	2,601	3,276	2,501	2,876
d2c5	3,248	2,831	2,712	2,684	2,769	2,491	2,789
d3c2				3,224	6,036	2,405	3,888
d3c4				3,043	4,294	2,478	3,272
d3c5				3,153	5,341	2,455	3,650
d4c2						2,995	2,995
d4c4						3,505	3,505
d4c5						3,261	3,261

Tableau B.26: Calcul du critère volumique pour la vertèbre T6 scoliotique

	VOL 1	VOL 2	AND	OR	XOR	XOR/OR
T606d1c2	72024	10364	8084	74304	66220	89,12%
T606d1c4	6638	38146	4530	40254	35724	88,75%
T606d1c5	48708	72629	35280	86057	50777	59,00%
T606d2c2	72024	63689	48324	86388	37085	42,90%
T606d2c4	72024	80748	47183	85579	38386	44,85%
T606d2c5	72024	62556	49114	85466	36352	42,53%
T607d1c2	72024	19738	15930	75832	59902	78,99%
T607d1c4	15602	43475	12725	46352	33627	72,55%
T607d1c5	52729	73818	40898	85649	44751	52,25%
T607d2c2	71562	77863	50395	99030	48635	49,11%
T607d2c4	69475	67802	46064	91213	45149	49,50%
T607d2c5	70301	72464	48629	94136	45507	48,34%
T609d1c2	72024	34635	28781	77878	49087	63,04%
T609d1c4	53936	83403	45238	92101	46863	50,88%
T609d1c5	67458	78726	55947	90237	34290	38,00%
T609d2c2	71022	76887	54814	93095	38281	41,12%
T609d2c4	68198	68989	51965	85222	33257	39,02%
T609d2c5	69873	71476	53751	87598	33847	38,64%
T613d1c2	72024	36870	31334	77560	46226	59,60%
T613d1c4	51211	67003	42888	75326	32438	43,06%
T613d1c5	67566	68535	54522	81579	27057	33,17%
T613d2c2	72405	65463	53924	83944	30020	35,76%
T613d2c4	67593	62843	50868	79568	28700	36,07%
T613d2c5	70151	64188	52518	81821	29303	35,81%
T613d3c2	72135	63548	48618	87065	38447	44,16%
T613d3c4	67216	65178	50742	81652	30910	37,86%
T613d3c5	71876	66812	52002	86686	34684	40,01%
T616d1c2	72024	34886	30485	76455	45980	60,15%
T616d1c4	15946	32393	10708	37631	26823	71,54%
T616d1c5	50990	64711	38989	76732	37763	49,21%
T616d2c2	72024	74989	55715	91298	35583	38,97%
T616d2c4	72024	60341	48410	83955	35545	42,34%
T616d2c5	72024	68800	53978	86646	32668	37,70%
T616d3c2	71923	61295	45006	88212	43206	48,98%
T616d3c4	72118	59581	44387	87312	42925	48,16%
T616d3c5	72452	61281	45209	88524	43315	48,93%
T623d1c2	72009	61016	53519	79506	25987	32,69%
T623d1c4	58481	58943	46477	70947	24470	34,49%
T623d1c5	66781	66776	53979	79578	25599	32,17%
T623d2c2	72209	71058	58318	84949	26631	31,35%
T623d2c4	64700	64060	51695	77065	25370	32,92%
T623d2c5	68749	67996	55590	81155	25565	31,50%
T623d3c2	63247	65029	50811	77465	26654	34,41%
T623d3c4	58934	59632	46311	72255	25944	35,91%
T623d3c5	61000	62107	48556	74551	25995	34,87%
T623d4c2	36384	39057	24974	50467	25493	50,51%
T623d4c4	40161	43539	27415	56285	28870	51,29%
T623d4c5	38188	41180	26038	53330	27292	51,18%

Tableau B.27: Critère volumique pour la vertèbre T6 scoliotique (résumé)

T6	6 points	7 points	9 points	13 points	16 points	23 points	moyenne
d1c2	89,12%	78,99%	63,04%	59,60%	60,15%	32,69%	63,93%
d1c4	88,75%	72,55%	50,88%	43,06%	71,54%	34,49%	60,21%
d1c5	59,00%	52,25%	38,00%	33,17%	49,21%	32,17%	43,97%
d2c2	42,90%	49,11%	41,12%	35,76%	38,97%	31,35%	39,87%
d2c4	44,85%	49,50%	39,02%	36,07%	42,34%	32,92%	40,78%
d2c5	42,53%	48,34%	38,64%	35,81%	37,70%	31,50%	39,09%
d3c2				44,16%	48,98%	34,41%	42,52%
d3c4				37,86%	49,16%	35,91%	40,97%
d3c5				40,01%	48,93%	34,87%	41,27%
d4c2						50,51%	50,51%
d4c4						51,29%	51,29%
d4c5						51,18%	51,18%

B.2.2 L2 scoliotique

Tableau B.28: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre L2 scoliotique avec 6 points de contrôle

		L206d1c2	L206d1c4	L206d1c5	L206d2c2	L206d2c4	L206d2c5
Paramètres	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{oem})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$
total CORPS VERT.	13.352876	6.340	9.231	2.672	1.228	1.190	1.212
total PÉDICULES	2.136236	0.007	0.007	0.007	0.007	0.007	0.007
total APO. ÉPIN.	0.386071	2.954	3.081	0.992	1.729	1.729	1.729
total APO. TRANS.	0.059922	0.220	0.628	0.240	0.177	0.180	0.178
total FASG	2.833363	4.300	4.140	1.507	1.304	1.195	1.220
total FASD	2.833363	6.033	6.375	2.452	2.314	2.741	2.328
total FAIG	2.833363	7.900	10.463	3.667	2.314	2.152	2.225
total FAID	2.833363	9.547	14.047	7.177	6.289	5.490	6.029
TOTAL	27.268556	37.301	47.971	18.714	15.361	14.683	14.928

Tableau B.29: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre L2 scoliotique avec 7 points de contrôle

	L207d1c2	L207d1c4	L207d1c5	L207d2c2	L207d2c4	L207d2c5
Paramètres	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$	$\Delta\theta_{PG}(\Delta p_{mg})$
total CORPS VERT.	5,960	8,102	2,864	1,463	1,459	0,807
total PÉDICULES	0,007	0,007	0,007	0,007	0,007	0,007
total APO. ÉPIN.	0,063	0,063	0,063	0,063	0,063	0,063
total APO. TRANS.	0,256	0,628	0,240	0,177	0,180	0,178
total FASG	3,697	3,010	1,722	1,897	1,763	1,808
total FASD	2,749	3,845	2,432	2,373	2,428	2,261
total FAIG	3,068	8,126	4,751	3,629	3,133	3,391
total FAID	3,390	12,280	4,274	2,985	2,251	2,689
TOTAL	19,191	36,060	16,352	12,593	11,283	11,205

Tableau B.30: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre L2 scoliothique avec 9 points de contrôle

	L209d1c2	L209d1c4	L209d1c5	L209d2c2	L209d2c4	L209d2c5
Paramètres	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$
total CORPS VERT.	4,832	3,727	1,009	0,974	1,364	0,074
total PÉDICULES	0,007	0,007	0,007	0,007	0,007	0,007
total APO. ÉPIN.	0,063	0,063	0,063	0,063	0,063	0,063
total APO. TRANS.	0,012	0,012	0,012	0,012	0,012	0,012
total FASG	1,719	1,879	1,347	1,451	1,240	1,301
total FASD	2,836	1,556	1,872	2,317	2,276	2,177
total FAIG	3,203	7,866	4,218	3,034	2,541	2,803
total FAID	3,524	7,194	3,781	3,070	2,361	2,774
TOTAL	16,196	22,305	12,308	10,927	9,865	9,211

Tableau B.31: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre L2 scoliothique avec 13 points de contrôle

	L213d1c2	L213d1c4	L213d1c5	L213d2c2	L213d2c4	L213d2c5	L213d3c2	L213d3c4	L213d3c5
Paramètres	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$
total CORPS VERT.	4,886	3,521	1,047	0,742	1,424	0,263	3,971	3,291	3,532
total PÉDICULES	0,007	0,007	0,007	0,007	0,007	0,007	0,007	0,007	0,007
total APO. ÉPIN.	0,063	0,063	0,063	0,063	0,063	0,063	0,063	0,063	0,063
total APO. TRANS.	0,012	0,012	0,012	0,012	0,012	0,012	0,012	0,012	0,012
total FASG	1,050	0,758	0,944	1,044	0,942	0,970	1,044	0,944	0,972
total FASD	1,678	1,293	1,522	1,803	1,489	1,558	1,535	1,496	1,486
total FAIG	1,463	1,521	1,446	1,441	1,463	1,436	1,478	1,484	1,466
total FAID	0,734	1,139	0,820	0,712	0,812	0,800	0,481	0,637	0,549
TOTAL	9,694	8,313	6,869	6,824	6,212	6,110	8,892	7,933	8,687

Tableau B.32: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre L2 scoliothique avec 16 points de contrôle

	L216d1c2	L216d1c4	L216d1c5	L216d2c2	L216d2c4	L216d2c5	L216d3c2	L216d3c4	L216d3c5
Paramètres	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$	$\Delta\theta_{pg}(\Delta P_{mg})$
total CORPS VERT.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total PÉDICULES	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
total APO. ÉPIN.	2,784	1,706	1,029	1,429	1,812	1,552	2,541	2,539	2,569
total APO. TRANS.	0,240	0,312	0,180	0,181	0,169	0,177	0,192	0,168	0,181
total FASG	4,407	2,878	1,228	1,016	1,426	1,072	1,346	1,559	1,457
total FASD	6,116	4,762	2,765	2,031	5,366	1,755	6,170	5,918	6,027
total FAIG	7,276	8,161	4,294	3,110	2,858	2,947	4,220	3,356	3,916
total FAID	9,069	8,706	6,822	6,169	6,335	6,196	7,741	6,813	7,396
TOTAL	29,912	26,826	16,307	13,936	17,968	13,898	22,289	20,363	21,846

Tableau B.33: Critère paramétrique, par structure anatomique, pour la vertèbre L2 scoliotique avec 23 points de contrôle

	L223d1c2	L223d1c4	L223d1c5	L223d2c2	L223d2c4	L223d2c5	L223d3c2	L223d3c4	L223d3c5	L223d4c2	L223d4c4	L223d4c5
Paramètres	$\Delta \theta_{rol} \Delta P_{m2}$	$\Delta \theta_{rol} \Delta P_{m4}$	$\Delta \theta_{rol} \Delta P_{m5}$	$\Delta \theta_{rol} \Delta P_{m2}$	$\Delta \theta_{rol} \Delta P_{m4}$	$\Delta \theta_{rol} \Delta P_{m5}$	$\Delta \theta_{rol} \Delta P_{m2}$	$\Delta \theta_{rol} \Delta P_{m4}$	$\Delta \theta_{rol} \Delta P_{m5}$	$\Delta \theta_{rol} \Delta P_{m2}$	$\Delta \theta_{rol} \Delta P_{m4}$	$\Delta \theta_{rol} \Delta P_{m5}$
Rota1 CORPS VERT.	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Rota1 PERCELAIS	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Rota1 APD. SPAL	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Rota1 APD. TRAME	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Rota1 PASG	1,631	0,778	0,540	0,925	0,882	0,883	0,822	0,882	0,840	1,148	1,088	1,128
Rota1 PASD	1,683	1,100	1,485	1,080	1,320	1,444	1,700	1,317	1,440	1,284	1,554	1,148
Rota1 PAIG	1,514	1,687	1,500	1,425	1,620	1,400	1,540	1,872	1,532	1,715	1,872	1,775
Rota1 PAID	0,611	0,800	0,632	0,810	0,720	0,660	0,544	0,730	0,821	1,570	1,001	1,000
TOTAL	4,834	4,408	4,502	4,957	4,560	4,463	4,912	4,912	4,430	5,540	5,685	5,711

Tableau B.34: Critère paramétrique pour la vertèbre L2 scoliotique (résumé)

T8	6 points	7 points	9 points	13 points	16 points	23 points	moyenne
d1c2	37,30	19,19	16,20	9,69	29,91	4,82	19,52
d1c4	47,97	36,06	22,30	8,31	26,53	4,49	24,28
d1c5	18,71	16,35	12,31	5,86	16,31	4,39	12,32
d2c2	15,36	12,59	10,93	5,82	13,94	4,66	10,55
d2c4	14,68	11,28	9,86	6,21	17,97	4,56	10,76
d2c5	14,93	11,20	9,21	5,11	13,70	4,46	9,77
d3c2				8,59	22,21	4,61	11,80
d3c4				7,93	20,35	4,61	10,97
d3c5				8,09	21,55	4,44	11,36
d4c2						5,65	5,65
d4c4						5,69	5,69
d4c5						5,71	5,71

Tableau B.35: Calcul du critère volumique pour la vertèbre L2 scoliothique

	VOL 1	VOL 2	AND	OR	XOR	XOR/OR
L206d1c2	105251	18687	14280	109658	95368	86,97%
L206d1c4	20719	100449	17423	103745	86322	83,21%
L206d1c5	81406	124585	63788	142223	78455	55,16%
L206d2c2	105170	105038	70307	139901	69584	49,75%
L206d2c4	105274	104628	70363	139539	69176	49,57%
L206d2c5	105270	104852	70573	139549	68976	49,43%
L207d1c2	105251	33733	29056	109928	80872	73,57%
L207d1c4	30095	90271	26193	94173	67980	72,19%
L207d1c5	73400	121639	64239	130800	66561	50,89%
L207d2c2	98068	134404	82233	150239	68006	45,27%
L207d2c4	105324	117398	82365	140357	57992	41,32%
L207d2c5	105453	129855	87321	147987	60666	40,99%
L209d1c2	105251	42753	35364	112640	77278	68,60%
L209d1c4	79466	151088	65007	165547	100540	60,73%
L209d1c5	100271	131144	83612	147803	64191	43,43%
L209d2c2	103684	120813	82171	142326	60155	42,27%
L209d2c4	105520	107503	79110	133913	54803	40,92%
L209d2c5	105586	114445	84200	135811	51811	38,00%
L213d1c2	105251	58795	48307	115739	67432	58,26%
L213d1c4	85181	127740	69320	143601	74281	51,73%
L213d1c5	102181	115677	83880	133978	50098	37,39%
L213d2c2	104679	108826	82025	131480	49455	37,61%
L213d2c4	105225	103861	79073	130013	50940	39,18%
L213d2c5	105284	107319	84255	128348	44093	34,35%
L213d3c2	105219	104971	70310	139880	69570	49,74%
L213d3c4	105267	100829	71185	134911	63726	47,24%
L213d3c5	105256	101951	70904	136303	65399	47,98%
L216d1c2	105251	65531	53577	117205	63628	54,29%
L216d1c4	50485	80630	35081	96054	60993	63,50%
L216d1c5	105505	123012	74051	154466	80415	52,06%
L216d2c2	105473	110301	73443	142331	68888	48,40%
L216d2c4	105363	101683	64680	142366	77686	54,57%
L216d2c5	105377	106559	69024	142912	73888	51,70%
L216d3c2	105258	94723	62099	137882	75783	54,96%
L216d3c4	105243	93954	62105	137092	74987	54,70%
L216d3c5	105204	94223	62119	137308	75189	54,76%
L223d1c2	105238	100268	81324	124182	42858	34,51%
L223d1c4	105194	109775	81648	133321	51673	38,76%
L223d1c5	105312	110664	83720	132256	48536	36,70%
L223d2c2	105204	110081	84973	130312	45339	34,79%
L223d2c4	105250	110927	83399	132778	49379	37,19%
L223d2c5	105226	110620	83953	131893	47940	36,35%
L223d3c2	105219	110759	83553	132425	48872	36,91%
L223d3c4	105238	111061	83395	132904	49509	37,25%
L223d3c5	105222	110896	83872	132246	48374	36,58%
L223d4c2	101388	107484	75897	132975	57078	42,92%
L223d4c4	95650	103062	72211	126501	54290	42,92%
L223d4c5	96645	105996	73574	129067	55493	43,00%

Tableau B.36: Critère volumique pour la vertèbre L2 scoliotique (résumé)

L2	6 points	7 points	9 points	13 points	16 points	23 points	moyenne
d1c2	86,97%	73,57%	68,60%	58,26%	54,29%	34,51%	62,70%
d1c4	83,21%	72,19%	60,73%	51,73%	63,50%	38,76%	61,68%
d1c5	55,16%	50,89%	43,43%	37,39%	52,06%	36,70%	45,94%
d2c2	49,75%	45,27%	42,27%	37,61%	48,40%	34,79%	43,01%
d2c4	49,57%	41,32%	40,92%	39,18%	54,57%	37,19%	43,79%
d2c5	49,43%	40,99%	38,00%	34,35%	51,70%	36,35%	41,80%
d3c2				49,74%	54,96%	36,91%	47,20%
d3c4				47,24%	54,70%	37,25%	46,40%
d3c5				47,98%	54,76%	36,58%	46,44%
d4c2						42,92%	42,92%
d4c4						42,92%	42,92%
d4c5						43,00%	43,00%

Annexe C: Étude de sensibilité du modèle mécanique

C.1. Résultats

Le tableau C.1 présente la signification des symboles utilisés au tableau 2.7.

Tableau C.1: Signification des symboles de modifications de paramètres géométriques

PARAMÈTRES	TYPE	DÉFINITION DU PARAMÈTRE
Acv_div_50%	disque	Diamètre latéral du corps vertébral div par 50 %
Acv_fois_50%	disque	Diamètre latéral du corps vertébral fois 50 %
Bcv_div_50%	disque	Diamètre antéro-postérieur du corps vertébral div par 50 %
Bcv_fois_50%	disque	Diamètre antéro-postérieur du corps vertébral fois 50 %
Fa_g_x+5	facettes	Position des facettes articulaires gauche x + 5.0 mm
Fa_g_x-5	facettes	Position des facettes articulaires gauche x - 5.0 mm
Fa_g_y+5	facettes	Position des facettes articulaires gauche y + 5.0 mm
Fa_g_y-5	facettes	Position des facettes articulaires gauche y - 5.0 mm
Fa_g_z+5	facettes	Position des facettes articulaires gauche z + 5.0 mm
Fa_g_z-5	facettes	Position des facettes articulaires gauche z - 5.0 mm
G_Dzyg_g_x0.5	facettes	Largeur des facettes gauches (largeur gauche et droite) divisée par 2
G_Dzyg_g_x2.0	facettes	Largeur des facettes gauches (largeur gauche et droite) multipliée par 2
Geom_fart1	facettes	Orientation des facettes plus 20 degrés en X
Geom_fart2	facettes	Orientation des facettes moins 20 degrés en X
Hauteur_facette_x_2	facettes	Hauteur des facettes gauches multipliée par 2
Hzyg_g_x0.5	facettes	Hauteur des facettes gauches divisée par 2
ori_fac_x_moins_20	facettes	Orientation des facettes en x moins 20 deg.
ori_fac_x_plus_20	facettes	Orientation des facettes en x plus 20 deg.
ori_fac_y_moins_20	facettes	Orientation des facettes en y moins 20 deg.
ori_fac_y_plus_20	facettes	Orientation des facettes en y plus 20 deg.
ori_fac_z_moins_20	facettes	Orientation des facettes en z moins 20 deg.
ori_fac_z_plus_20	facettes	Orientation des facettes en z plus 20 deg.
Xzyg	facettes	Position des facettes plus 5.0 mm en X
Yzyg	facettes	Position des facettes plus 5.0 mm en Y
lig_epineux_x_moins_2	ligaments	Position en x du ligament épineux moins 2.0 mm
lig_epineux_x_plus_2	ligaments	Position en x du ligament épineux plus 2.0 mm
lig_epineux_y_moins_2	ligaments	Position en y du ligament épineux moins 2.0 mm
lig_epineux_y_plus_2	ligaments	Position en y du ligament épineux plus 2.0 mm
lig_epineux_z_moins_2	ligaments	Position en z du ligament épineux moins 2.0 mm
lig_epineux_z_plus_2	ligaments	Position en z du ligament épineux plus 2.0 mm
lig_surepi_x_moins_2	ligaments	Position en x du ligament sur-épineux moins 2.0 mm
lig_surepi_x_plus_2	ligaments	Position en x du ligament sur-épineux plus 2.0 mm
lig_surepi_y_moins_2	ligaments	Position en y du ligament sur-épineux moins 2.0 mm

PARAMÈTRES	TYPE	DÉFINITION DU PARAMÈTRE
lig_surepi_y_plus_2	ligaments	Position en y du ligament sur-épineux plus 2.0 mm
lig_surepi_z_moins_2	ligaments	Position en z du ligament sur-épineux moins 2.0 mm
lig_surepi_z_plus_2	ligaments	Position en z du ligament sur-épineux plus 2.0 mm
lig_trans_x_moins_2	ligaments	Position en x du ligament transverse moins 2.0 mm
lig_trans_x_plus_2	ligaments	Position en x du ligament transverse plus 2.0 mm
lig_trans_y_moins_2	ligaments	Position en y du ligament transverse moins 2.0 mm
lig_trans_y_plus_2	ligaments	Position en y du ligament transverse plus 2.0 mm
lig_trans_z_moins_2	ligaments	Position en z du ligament transverse moins 2.0 mm
lig_trans_z_plus_2	ligaments	Position en z du ligament transverse plus 2.0 mm
b_pedi_moins_1	pédicules	Diamètre latéral du pédicule plus 1.0 mm
b_pedi_plus_1	pédicules	Diamètre latéral du pédicule moins 1.0 mm
b_pedi_div_1.5	pédicules	Diamètre latéral du pédicule divisé par 1.5
b_pedi_fois_1.5	pédicules	Diamètre latéral du pédicule multiplié par 1.5

Le tableau C.2 présente un résumé des résultats de l'étude de sensibilité du modèle mécanique utilisés dans le calcul du critère paramétrique.

Tableau C.2: Résultats de l'étude de sensibilité du modèle mécanique pour les segments L2-L5 et T7-T8

paramètre modifié	type de paramètre	$\Delta\theta_{p_a}$ (°) L2-L5	$\Delta\theta_{p_a}$ (°) T7-T8
Acv_div_50%	disque	8.2522	2.5908
Acv_fois_50%	disque	4.7164	1.3473
Bcv_div_50%	disque	4.8248	1.0921
Bcv_fois_50%	disque	8.8984	2.2059
Fa_g_x+5	facettes	0.1575	0.0018
Fa_g_x-5	facettes	1.0319	0.0065
Fa_g_y+5	facettes	0.1947	0.1203
Fa_g_y-5	facettes	0.2932	0.0255
Fa_g_z+5	facettes	0.3220	0.1586
Fa_g_z-5	facettes	0.3063	0.0818
G_Dzyg_g_x0.5	facettes	0.1247	0.0046
G_Dzyg_g_x2.0	facettes	0.9225	0.0046
Geom_fart1	facettes	0.0000	0.4572
Geom_fart2	facettes	0.0000	0.6253
Hauteur_facette_x_2	facettes	0.4601	0.0384
Hzyg_g_x0.5	facettes	0.5953	0.0252
ori_fac_x_moins_20	facettes	0.4662	0.1574
ori_fac_x_plus_20	facettes	0.6128	0.0963
ori_fac_y_moins_20	facettes	0.7305	0.1901
ori_fac_y_plus_20	facettes	0.8221	0.3381
ori_fac_z_moins_20	facettes	0.9121	0.6181
ori_fac_z_plus_20	facettes	0.2070	0.4553
Xzyg	facettes	0.2059	0.5211
Yzyg	facettes	0.2062	0.0285
lig_epineux_x_moins_2	ligaments	0.1698	0.0085
lig_epineux_x_plus_2	ligaments	0.1345	0.0088
lig_epineux_y_moins_2	ligaments	0.0075	0.0022
lig_epineux_y_plus_2	ligaments	0.0065	0.0019
lig_epineux_z_moins_2	ligaments	0.1477	0.0007
lig_epineux_z_plus_2	ligaments	0.1449	0.0007
lig_surepi_x_moins_2	ligaments	0.1059	0.0391
lig_surepi_x_plus_2	ligaments	0.1086	0.0404
lig_surepi_y_moins_2	ligaments	0.0192	0.0065
lig_surepi_y_plus_2	ligaments	0.0105	0.0125
lig_surepi_z_moins_2	ligaments	0.0422	0.0165
lig_surepi_z_plus_2	ligaments	0.0566	0.0087
lig_trans_x_moins_2	ligaments	0.0080	0.0146
lig_trans_x_plus_2	ligaments	0.0089	0.0147
lig_trans_y_moins_2	ligaments	0.0049	0.0021
lig_trans_y_plus_2	ligaments	0.0042	0.0018
lig_trans_z_moins_2	ligaments	0.0154	0.0006
lig_trans_z_plus_2	ligaments	0.0186	0.0005
b_pedi_moins_1	pedicules	0.3238	0.1749
b_pedi_plus_1	pedicules	0.2471	0.1416
b_pedi_div_1.5	pédicules	0.3933	0.1773
b_pedi_fois_1.5	pédicules	0.3961	0.2046
TOTAL		37.4370	12.0700

C.2 Calcul de la conversion en coordonnées cartésiennes des erreurs paramétriques exprimées en coordonnées sphériques

Sur la vertèbre T8 de référence, les paramètres $alpha_epi$ (α), $beta_epi$ (β) et d_epi (d) ont les valeurs suivantes:

$$\alpha = 47,505^\circ$$

$$\beta = 0,000^\circ$$

$$d = 33,128mm$$

La conversion en coordonnées cartésiennes se fait selon les équations

$$x = \frac{-\cos\alpha \cos\beta}{\sqrt{\cos^2\alpha + \sin^2\alpha \cos^2\beta}} d \quad (C.1)$$

$$y = \frac{\cos\alpha \sin\beta}{\sqrt{\cos^2\alpha + \sin^2\alpha \cos^2\beta}} d \quad (C.2)$$

$$z = \frac{-\sin\alpha \cos\beta}{\sqrt{\cos^2\alpha + \sin^2\alpha \cos^2\beta}} d \quad (C.3)$$

Tableau C.3: Coordonnées cartésiennes de l'extrémité de l'apophyse épineuse en modifiant $alpha_epi$

COORDONNÉE	$\alpha-1^\circ$	α	$\alpha+1^\circ$
x (mm)	-22.8017	-22.3788	-21.9491
y (mm)	0.0000	0.0000	0.0000
z (mm)	-24.0322	-24.4265	-24.8133

Les données du Tableau C.3, qui présente les coordonnées cartésiennes de l'extrémité de l'apophyse épineuse si le paramètre $alpha_epi$ est modifié de +1 ou -1 degré, permettent de conclure que, pour l'apophyse épineuse d'une vertèbre T8, la modification de l'angle $alpha_epi$ de +1° correspond environ à une modification de la coordonnée x de son extrémité de

$$\frac{-22,9491 + 22,8017}{2} \approx 0,43mm,$$

et de la coordonnée z

$$\frac{-24,8133 + 24,0322}{2} \approx -0,39 \text{ mm}.$$

C.3 Calcul de la conversion en degrés des paramètres exprimés cosinus directeurs

Sur la vertèbre T8 de référence, les paramètres $\cos(x)$, $\cos(y)$ et $\cos(z)$ de la facette articulaire supérieure gauche ont les valeurs suivantes:

$$\cos(\theta_x) = -0.945$$

$$\cos(\theta_y) = 0.325$$

$$\cos(\theta_z) = 0.032$$

La conversion en angle se fait selon l'équation

$$\theta = \cos^{-1}(\cos(\theta)) \quad (\text{C.4})$$

Tableau C.4: Angles d'orientation de la facette articulaire supérieure gauche de la vertèbre T8 de référence en modifiant son cosinus directeur

ANGLE	$\cos(\theta)-0,01$	$\cos(\theta)$	$\cos(\theta)+0,01$
$\theta_x (^{\circ})$	162.7461	160.9089	159.2281
$\theta_y (^{\circ})$	71.6292	71.0344	70.4275
$\theta_z (^{\circ})$	88.7394	88.1662	87.5929

Les données du Tableau C.4, qui présente les angles d'orientation de la facette articulaire si le cosinus directeur est modifié de +0,01 ou -0,01, permettent de conclure que, pour la facette articulaire supérieure gauche d'une vertèbre T8, la modification de $\cos(x)$ de +0,01 correspond environ à une modification de son angle selon x de

$$\frac{159,2281 - 162,7461}{2} \approx -1,76^{\circ},$$

la modification de $\cos(y)$ de +0,01 correspond environ à une modification de son angle selon y de

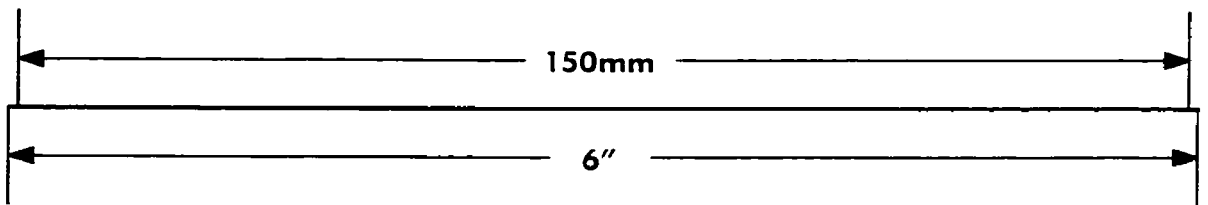
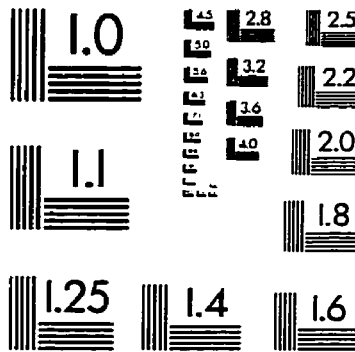
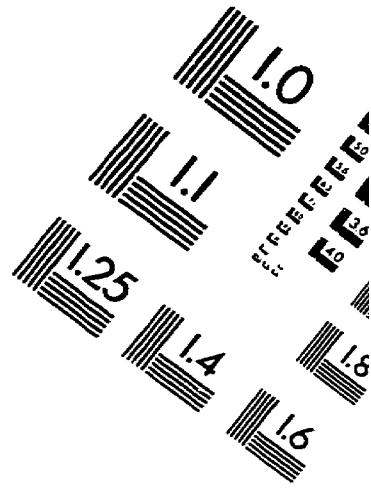
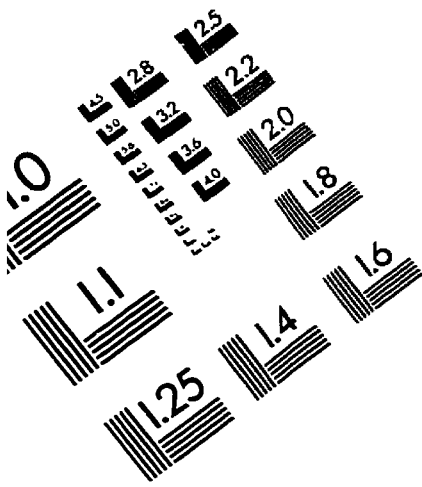
$$\frac{70,4275 - 71,6292}{2} \approx -0,60^\circ,$$

et la modification de $\cos(z)$ de $+0,01$ correspond environ à une modification de son angle selon z de

$$\frac{87,5929 - 88,7394}{2} \approx -0,57^\circ.$$

Le même raisonnement est appliqué aux cosinus directeurs des autres facettes.

IMAGE EVALUATION TEST TARGET (QA-3)



APPLIED IMAGE, Inc.
1653 East Main Street
Rochester, NY 14609 USA
Phone: 716/482-0300
Fax: 716/288-5989

© 1993, Applied Image, Inc., All Rights Reserved

