POLYPUBLIE
Polytechnique Montréal

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL
UNIVERSITÉ D'INGÉNIERIE

Titre: Title:	Modélisation biomécanique de l'instrumentation chirurgicale du rachis scoliotique
Auteur: Author:	François Poulin
Date:	1998
Type:	Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis
Référence: Citation:	Poulin, F. (1998). Modélisation biomécanique de l'instrumentation chirurgicale du rachis scoliotique [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. https://publications.polymtl.ca/8766/

Document en libre accès dans PolyPublie
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: PolyPublie URL:	https://publications.polymtl.ca/8766/
Directeurs de recherche: Advisors:	Carl-Éric Aubin
Programme: Program:	Non spécifié

Ce fichier a été téléchargé à partir de PolyPublie, le dépôt institutionnel de Polytechnique Montréal
This file has been downloaded from PolyPublie, the institutional repository of Polytechnique Montréal

https://publications.polymtl.ca

INFORMATION TO USERS

This manuscript has been reproduced from the microfilm master. UMI films the text directly from the original or copy submitted. Thus, some thesis and dissertation copies are in typewriter face, while others may be from any type of computer printer.

The quality of this reproduction is dependent upon the quality of the copy submitted. Broken or indistinct print, colored or poor quality illustrations and photographs, print bleedthrough, substandard margins, and improper alignment can adversely affect reproduction.

In the unlikely event that the author did not send UMI a complete manuscript and there are missing pages, these will be noted. Also, if unauthorized copyright material had to be removed, a note will indicate the deletion.

Oversize materials (e.g., maps, drawings, charts) are reproduced by sectioning the original, beginning at the upper left-hand corner and continuing from left to right in equal sections with small overlaps.

Photographs included in the original manuscript have been reproduced xerographically in this copy. Higher quality 6" x 9" black and white photographic prints are available for any photographs or illustrations appearing in this copy for an additional charge. Contact UMI directly to order.

Bell & Howell Information and Learning
300 North Zeeb Road, Ann Arbor, MI 48106-1346 USA

UMI®
800-521-0600

NOTE TO USERS

This reproduction is the best copy available

UMI

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

MODÉLISATION BIOMÉCANIQUE DE L'INSTRUMENTATION CHIRURGICALE DU RACHIS SCOLIOTIQUE

FRANÇOIS POULIN

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION

DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES

(GÉNIE MÉCANIQUE)

DÉCEMBRE 1998

© François Poulin, 1998.

National Library of Canada
Bibliothèque nationale du Canada

Acquisitions and Bibliographic Services
Acquisitions et services bibliographiques

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

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.

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.

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 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.

0-612-42923-7

Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

MODÉLISATION BIOMÉCANIQUE DE

L'INSTRUMENTATION CHIRURGICALE DU RACHIS SCOLIOTIQUE

présenté par: POULIN François

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

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

M. DANSEREAU Jean, Ph.D., président

M. AUBIN Carl-Éric, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. SATI Marwan, Ph.D., membre

REMERCIEMENTS

Je voudrais remercier le professeur Carl-Éric Aubin du département de génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal pour son support scientifique et les nombreuses heures consacrées à la direction de ce projet. Je remercie aussi le professeur Ian A.F. Stokes de l'Université du Vermont, l'associé de recherche Mack Gardner-Morse de l'Université du Vermont et le stagiaire Daniele Mueller de l'Institut für Biomedizinische Technik und Medizinische Informatik de Suisse pour leur aide technique et scientifique. Je tiens à remercier tout le personnel du Laboratoire Informatique de la Scoliose 3D du Centre de recherche de l'Hôpital Sainte-Justine pour leur support technique: l'associé de recherche Yvan Petit, le technicien en numérisation Martin-Guy Durand et particulièrement l'associé de recherche Sébastien Delorme pour son travail lors des acquisitions de mesures peropératoires. J'aimerais aussi mentionner l'aide constante de mes collègues étudiants, Marie Beauséjour, Denis Gignac, Lionel Gréalou, Jean-Marc Mac-Thiong et Paule Brodeur, dans leur travail, leur temps et les suggestions judicieuses consacrées à ce travail. Je désire souligner l'apport indispensable au niveau des mesures en salle d'opération des chirurgiens du département d'orthopédie de l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal, dont notamment Dr. Hubert Labelle. Je souhaite remercier les compagnies Synthes LTD et Sofamor Danek qui ont fourni les instrumentations chirurgicales employées lors des expérimentations, et mentionner que ce projet a été financé par la Scoliosis Research Society et le CRSNG. Enfin, je tiens à exprimer ma reconnaissance à ma famille et ma compagne pour leurs encouragements et leur confiance.

RÉSUMÉ

La scoliose idiopathique est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique qui se manifeste généralement à l'adolescence lors de la période de croissance. Un traitement disponible, l'ostéosynthèse et l'instrumentation postérieure du rachis, est une procédure chirurgicale complexe qui implique de nombreux paramètres tels l'identification du segment rachidien à instrumenter, le nombre et la position des crochets ou vis, la forme de la tige, etc. La modélisation biomécanique est employée pour étudier la biomécanique des manoeuvres chirurgicales et pour prédire l'influence des paramètres associés. Cependant, les modèles analytiques par éléments finis présentement utilisés posent certaines difficultés, notamment à cause des différences de rigidité entre les diverses composantes et des grands déplacements impliqués lors des interventions chirurgicales. Dans ce contexte, l'objectif de ce projet est de développer un modèle biomécanique analytique utilisant des mécanismes flexibles, de simuler les manoeuvres d'instrumentation chirurgicale du rachis scoliotique et d'évaluer cette approche en la comparant à des modèles par éléments finis équivalents et des mesures expérimentales. La modélisation biomécanique développée lors de ce projet se limite aux manoeuvres effectuées par le chirurgien lorsque le patient est couché sur la table d'opération.

Un modèle cinétique avec mécanismes flexibles comprenant des corps rigides pour les vertèbres et l'instrumentation, des mécanismes pour les connexions entre l'instrumentation et le rachis, et des éléments flexibles pour les structures

intervertébrales, a été développé. Les propriétés mécaniques des éléments flexibles sont tirées de données expérimentales publiées. La faisabilité de l'approche a été testée à partir de trois cas: un spécimen physique et deux patientes scoliotiques. Le modèle cinétique avec mécanismes flexibles a été personnalisé à la géométrie peropératoire du rachis à l'aide de mesures effectuées avec un numériseur électromagnétique et de reconstructions à partir de radiographies conventionnelles. Les manoeuvres chirurgicales ont été simulées sur le modèle, et les résultats des simulations comparées aux mesures peropératoires. De plus, des études de sensibilité ont permis d'évaluer l'impact sur les simulations de plusieurs paramètres: conditions limites, propriétés des joints mécaniques et de l'instrumentation, et étapes de simulation. Enfin, ces simulations ont été comparées aux simulations produites avec deux modèles par éléments finis disponibles. Chacun des modèles a été personnalisé à la géométrie de 11 patients scoliotiques avec courbure thoracique droite (âge:15±2 ans; Cobb: 60±11°) opérés avec une instrumentation Cotrel-Dubousset à l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal. Les manoeuvres chirurgicales ont été simulées, et les résultats des simulations comparées à l'aide d'indices géométriques. Une analyse des deux approches de modélisation (cinétique avec mécanismes flexibles et éléments finis) a été produite à l'aide de critères techniques.

Le modèle cinétique avec mécanismes flexibles reproduit généralement la progression attendue des corrections chirurgicales, particulièrement pour les courbes rachidiennes (corrections à l'angle de Cobb prédites en moyenne à 79%). Les conditions limites en rotation ont peu d'influence sur les indices ne correspondant pas aux degrés de liberté

relâchés. La modification des propriétés mécaniques des joints crochets/vertèbres influence le chargement transmis de l'instrumentation au rachis, ce qui entraîne principalement le déplacement du plan de déformation maximale (jusqu'à 14°). La direction de ce déplacement dépend des limites imposées au couplage des degrés de liberté en rotation. La modélisation d'une tige déformable réduit les courbes rachidiennes dans le plan sagittal (7° pour le cas testé). Aucune des approches testées (cinétique avec mécanismes flexibles et par éléments finis) ne reproduit plus précisément les corrections post-opératoires. Toutefois, l'intégration des mécanismes dans l'approche cinétique avec mécanismes flexibles permet la reproduction des manoeuvres chirurgicales d'une façon cliniquement réaliste tout en réduisant les problèmes de convergence associés aux différences de rigidité et en diminuant le temps de calcul.

La faisabilité de l'approche cinétique avec mécanismes flexibles et l'importance des propriétés biomécaniques attribuées aux joints crochets/vertèbres, des propriétés mécaniques de la tige et des vertèbres non-instrumentées sur les résultats des simulations ont été démontrées. L'étude comparative des approches de modélisation a permis d'observer que l'approche cinétique avec mécanismes flexibles est mieux adaptée aux simulations de la géométrie globale du rachis scoliotique, alors que les approches par éléments finis permettent des études plus approfondies sur les déformations et ruptures possibles des structures biologiques.

Les acquisitions de données peropératoires se poursuivent à l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal afin de produire une évaluation sur un plus grand nombre de sujets. Les paramètres les plus importants à raffiner demeurent les propriétés mécaniques des éléments intervertébraux du modèle et les conditions limites. Les travaux futurs pour l'adaptation d'un modèle prédictif à la pratique orthopédique incluent la conception d'une interface graphique pour le chirurgien afin de spécifier les composantes de simulation et l'automatisation des procédures de simulation. La poursuite de ces recherches permettra, à moyen terme, de développer un outil pouvant prédire les corrections chirurgicales en fonction des choix effectués par le chirurgien lors du planning préopératoire et concevoir des instrumentations rachidiennes plus efficaces.

ABSTRACT

Idiopathic scoliosis is a three-dimensional deformation of the spine and rib cage generally appearing during the adolescent growth period. One possible treatment, the posterior surgical instrumentation and fusion of the spine, is a complex procedure with many parameters, such as the spinal segment to operate, the number and position of the hooks and screws, the shape of the rod, etc. Biomechanical modeling is a tool that can be used to determine the influence of these parameters. However, technical difficulties due to the large stiffness range of involved components and the large deformations associated with surgical maneuvers are encountered when using the finite elements method. Thus, the objective of this study is to adapt a kinetic modeling approach with flexible mechanisms, simulate the surgical maneuvers and compare it to equivalent finite element models. The biomechanical modeling only takes into account the maneuvers performed by the surgeon while the patient is lying on the operating table.

A kinetic model with flexible mechanisms was developed with rigid bodies for the vertebrae and instrumentation, mechanisms for the instrumentation connections to the spine and flexible elements to model the intervertebral structures. Mechanical properties of the flexible elements are adapted from published experimental data. The feasibility of this modeling approach was evaluated by simulating the surgical maneuvers performed on a physical model and two scoliotic patients. The biomechanical model was personalized using the intra-operative spinal geometry measured with an electro-magnetic digitizer or reconstructed from conventionnal x-

rays. The surgical maneuvers were simulated on the model, and the results were compared with intra-operative measurements. Sensitivity studies were conducted with intra-operative data from the two clinical cases to evaluate several parameters such as the boundary conditions and mechanical hook/vertebrae joint properties. Finally, simulations using the kinetic model with flexible mechanisms were compared with two finite element models. Each biomechanical model was personalized with the geometry of 11 right thoracic scoliotic patients (age:15±2 years; Cobb: 60±11°), operated with Cotrel-Dubousset instrumentation at Sainte-Justine Hospital. The surgical maneuvers were simulated, and the results were compared using geometric measures. The modeling approaches (kinetic modeling with flexible machanisms and finite elements) were also analyzed with technical criteria.

The kinetic model with flexible mechanisms generally reproduced the expected progression of the surgical corrections, particularly for the spinal curvatures (Cobb angle corrections were predicted with mean 79% accuracy). Rotational boundary conditions have little effect on geometric measures not corresponding to the released degrees of freedom. The modification of mechanical properties for the hook/vertebrae joints influenced the transmission of loads from the instrumentation to the spine, which mainly caused the reorientation of the plane of maximum deformity. Modeling of a deformed rod reduced spinal curvatures in the sagittal plane. None of the tested models (kinetic with flexible mechanisms and finite elements) provided superior agreement with the post-operative measures. However, the integration of mechanisms in the kinetic approach with flexible mechanisms allowed clinically

realistic reproduction of the surgical maneuvers while reducing convergence problems associated with stiffness differences (ill-conditioned system) and computing time.

The feasibility of the kinetic approach with flexible mechanisms, the importance of the hook/vertebrae joints' and rod's mechanical properties as well as the influence of the non-instrumented vertebrae on simulation results were shown. The kinetic modeling approach seems better suited to the simulation of the spinal geometry, while the finite elements approach enables the study of deformations and possible intra-operative failure of biological tissues.

Intra-operative data acquisition is still underway at Sainte-Justine Hospital in order to produce an evaluation of the kinetic model with flexible mechanisms with more cases. The most important parameters to refine remain the boundary conditions and the mechanical properties for the intervertebral structures and surgical rod. Subsequent steps to adapt a predictive model to the orthopaedic practice include the conception of a graphic interface for the surgeon in order to specify simulation components and the automation of the simulation procedures. Ongoing work will, in the near future, provide practical and efficient tools to assist in the pre-operative planning of posterior surgical instrumentation of the scoliotic spine and will certainly help for the design of new surgical techniques.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS iv
RÉSUMÉ v
ABSTRACT ix
TABLE DES MATIÈRES xii
LISTE DES TABLEAUX xv
LISTE DES FIGURES xvii
LISTE DES ANNEXES xxi
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS xxii

INTRODUCTION 1

CHAPITRE I : REVUE DE LA LITTÉRATURE 4
1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du système ostéo-ligamentaire du tronc humain 4
1.1.1 Colonne vertébrale 4
1.1.2 Bassin 7
1.1.3 Cage thoracique 8
1.2 Déformations scoliotiques 10
1.2.1 Mécanismes de déformation 11
1.2.2 Évaluation des déformations scoliotiques 13
1.2.3 Traitements non chirurgicaux de la scoliose 19
1.2.4 Traitements chirurgicaux de la scoliose 23
1.3 Modélisation du rachis scoliotique 33
1.3.1 Classement des modèles 33
1.3.2 Approches de modélisation existantes 34
1.3.3 Modèles géométriques utilisés dans ce projet 38
1.3.4 Modèles biomécaniques utilisés dans ce projet 51

CHAPITRE II: MÉTHODOLOGIE 60
2.1 Rappel de la problématique et synthèse des objectifs spécifiques 60
2.2 Méthodologie générale pour la génération du modèle 61
2.3 Données peropératoires 63
2.4 Modélisation cinétique avec mécanismes flexibles du rachis et de l'instrumentation 65
2.4.1 Unités fonctionnelles 68
2.4.2 Tige 71
2.4.3 Crochets et vis 70
2.4.4 Représentation visuelle 71
2.5 Méthode de simulation générale 77
2.5.1 L'installation des crochets et vis sur le rachis et leur accrochage sur la première tige 78
2.5.2 La rotation de la première tige 79
2.6 Étude de cas 80
2.6.1 Spécimen physique 80
2.6.2 Patient 1260257 81
2.6.3 Patient 1331204 83
2.7 Études de sensibilité 86
2.7.1 Étude des conditions limites 87
2.7.2 Autres études 88
2.8 Comparaison entre l'approches cinétique avec mécanismes flexibles et celle par éléments finis 90
2.8.1 Unités fonctionnelles 90
2.8.2 Segment rachidien 91
2.8.3 Comparaison des 3 modèles biomécaniques 93

CHAPITRE III : RÉSULTATS 95
3.1 Évaluation de la segmentation de la tige 95
3.2 Études de cas 96
3.2.1 Spécimen physique 96
3.2.2 Patient 1260257 98

3.2.3 Patient 1331204 100
3.3 Études de sensibilité 103
3.3.1 Conditions limites 103
3.3.2 Autres études 104
3.3.3 Synthèse des études de sensibilité 108
3.4 Comparaison des approches cinétique avec mécanismes flexibles et par éléments finis 108
3.4.1 Unités fonctionnelles 108
3.4.2 Segment rachidien 110
3.4.3 Comparaison des 3 modèles biomécaniques 112
3.4.4 Synthèse de l'étude comparative 119

CHAPITRE IV : DISCUSSION 120
4.1 Mesures peropératoires 120
4.1.1 Modèle physique 121
4.1.2 Cas cliniques 121
4.2 Modélisation biomécanique 123
4.3 Simulation des manoeuvres chirurgicales 127

CONCLUSION 134
RÉFÉRENCES 137
ANNEXES 162

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1- Repères anatomiques et clichés radiographiques employés pour la numérisation des structures anatomiques 40
Tableau 1.2- Module d'Young des éléments poutres 55
Tableau 1.3- Caractéristiques mécaniques des disques intervertébraux et ligaments 55
Tableau 1.4- Rigidité des éléments du modèle UVM 58

Tableau 2.1- Protocoles de mesures peropératoires 65

Tableau 3.1- Comparaison des courbures frontales calculées à partir des simulations et mesurées aux différentes phases peropératoires sur le spécimen physique 98
Tableau 3.2- Comparaison des courbures calculées à partir des simulations et Mesurées aux différentes phases peropératoires sur le patient 1260257 100
Tableau 3.3- Comparaison des indices géométriques calculés à partir des simulations et mesurés aux différentes phases peropératoires sur le patient 1331204 102
Tableau 3.4- Influence des conditions limites en fonction du nombre de vertèbres non-instrumentées modélisées 104
Tableau 3.5- Indices géométriques pour les simulations de l'étude de sensibilité 107
Tableau 3.6- Déplacements des unités fonctionnelles avec décentrement sous un chargement de 45Nm 109
Tableau 3.7- Indices géométriques moyens aux étapes de simulation pour trois approches de modélisation: UVM, S3D3 et ADAMS 117
Tableau 3.8- Comparaison technique des approches par éléments finis et cinétique avec mécanismes flexibles 118

Tableau A1.1- Comparaison des mesures peropératoires et des simulations des manœuvres chirurgicales 186

Tableau A3.1- Légende des courbes de résultats des différentes étapes de simulation chirurgie à l'aide du modèle du Vermont, « offset » de 30mm 214

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1- Vue sagittale de la colonne vertébrale 5
Figure 1.2- Vertèbre thoracique typique 6
Figure 1.3- Vue antérieure du bassin 7
Figure 1.4- Vue postérieure du bassin 8
Figure 1.5- Joint costo-vertébral typique 9
Figure 1.6- Cage thoracique 10
Figure 1.7- Forces de torsion appliquées sur le rachis par le mouvement des côtes 12
Figure 1.8- Mesure des courbures 15
Figure 1.9- Plan d'élection de Stagnara 16
Figure 1.10- Mesure de la rotation axiale 17
Figure 1.11- Classification des courbures scoliotiques 19
Figure 1.12- Forces engendrées par des coussinets orthotiques 22
Figure 1.13- Instrumentations chirugicales 25
Figure 1.14- Position peropératoire du patient 27
Figure 1.15- Cintrage de la tige métallique 28
Figure 1.16- Manoeuvres chirurgicales Cotrel-Dubousset 29
Figure 1.17- Appareils de positionnement et de calibrage 39
Figure 1.18- Modèle géométrique 41
Figure 1.19- Schéma du processus de modélisation 42
Figure 1.20- Numérisateur électromagnétique 46
Figure 1.21- Surface définies sur les vertèbres 48
Figure 1.22- Adaptateur à tige 49
Figure 1.23- Objet de calibrage peropératoire 49
Figure 1.24- Modèle par éléments finis S3D3 52
Figure 1.25- Vertèbre typique du MÉF S3D3 53
Figure 1.26- Modèle UVM 57

Figure 2.1- Schéma de construction du modèle biomécanique cinétique avec mécanismes flexibles et des méthodes de simulation 62
Figure 2.2- Points cutanés mesurés lors des phases II à Y des manoeuvres chirurgicales 67
Figure 2.3- Matrice de rigidité d'une extrémité de poutre 69
Figure 2.4- Propriétés mécaniques pour une poutre 3D 69
Figure 2.5- Unité fonctionnelle avec décentrement 70
Figure 2.6- Reconstruction d'une tige à partir de mesures peropératoires 72
Figure 2.7- Première représentation graphique des vertèbres 74
Figure 2.8- Seconde représentation graphique des vertèbres 75
Figure 2.9- Représentation graphique du modèle avec mécanismes flexibles .. 76
Figure 2.10- Montage expérimental utilisé pour évaluer le modèle biomécanique 81
Figure 2.11- Indice géométrique pour le critère d'arrêt 85

Figure 3.1- Segmentation d'une tige à partir de 4 points 95
Figure 3.2- Simulations et mesures du segment instrumenté du spécimen physique dans le plan frontal 96
Figure 3.3- Vue postéro-antérieure du modèle biomécanique lors des phases peropératoires 97
Figure 3.4- Simulations et mesures du segment instrumenté du patient 1260257 99
Figure 3.5- Simulations et mesures du segment instrumenté du patient 1331204 101
Figure 3.6- Déplacements des unités fonctionnelles avec décentrement 110
Figure 3.7- Étapes initiale et finale de la simulation d'instrumentation du patient 0960032 112
Figure 3.8- Angle de Cobb à la phase IV 113
Figure 3.9- Cyphose à la phase IV 113
Figure 3.10- Orientation du plan de déformation maximale à la phase IV 114
Figure 3.11- Angle apical à la phase IV 114
Figure 3.12- Rotation axiale de la vertèbre apicale à la phase IV 114
Figure 3.13- Évolution de l'angle de Cobb et de l'orientation du plan de déformation maximale lors des simulations 109

Figure A1.1- Vue postéro-antérieure du modèle informatique lors des phases peropératoires 183
Figure A1.2- Montage expérimental utilisé pour évaluer le modèle biomécanique 184
Figure A1.3- Représentation graphique de la courbe rachidienne dans le plan frontal telle que mesurée lors des manœuvres chirurgicales et issue des simulations 185

Figure A2.1- Results from Delorme et al. [3,4] showing the frontal plane changes in Cobb angle before, during and after scoliosis surgery 190
Figure A2.2- Diagrammatic presentation of the uninstrumented region of the spine (left) according to reality with muscle forces altering its shape; (right) according to a model using boundary conditions to impose assumed shape constraints 191

Figure A3.1- Jeu interfacettaire: vertèbres 3 et 4 196
Figure A3.2- Unité fonctionnelle du modèle de l'École Polytechnique de Montréal 197
Figure A3.3- Unité fonctionnelle du modèle de l'Université du Vermont 198
Figure A3.4- Système d'axes local 200
Figure A3.5- Translations produites par l'application d'un moment en torsion sur le segment L2-L3 du modèle de l'École Polytechnique de Montréal (jeu interfacettaire de 0.5mm) 209
Figure A3.6- Rotations produites par l'application d'un moment en torsion sur le segment L2-L3 du modèle de l'École Polytechnique de Montréal (jeu interfacettaire de 0.5mm) 209
Figure A3.7- Translations produites par l'application d'un moment en torsion sur le segment L2-L3 du modèle de l'Université du Vermont (« offset » de 30mm) 210

Figure A3.8- Rotations produites par l'application d'un moment en torsion sur le segment L2-L3 du modèle de l'Université du Vermont (« offset » de 30mm) 210
Figure A3.9- Résultats en flexion-extension pour le segment T12-L1 211
Figure A3.10- Résultats en torsion pour le segment T12-L1 211
Figure A3.11- Résultats en inclinaison latérale pour le segment T12-L1 212
Figure A3.12- Courbes de résultats des différentes étapes de simulation chirurgie à l'aide du modèle du Vermont, « offset » de 30mm 214

LISTE DES ANNEXES

Annexe I: Modélisation biomécanique de l'instrumentation du rachis scoliotique à l'aide de mécanismes flexibles: étude de faisabilité 162

Annexe II: Biomechanical simulations for planning of scoliosis surgery 187

Annexe III: Comparaison entre les unités fonctionnelles de deux modèles par éléments finis du rachis scoliotique 194

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

C_x: vertèbre cervicale, niveau x

coll.: collaborateurs

DLT: direct linear transformation

lat: latérale

kg: kilogramme

L_x: vertèbre lombaire, niveau x

m: mètre

mm: millimètre

MPa: mégapascal

N: newton

PA: postéro-antérieure

PA-0: postéro-antérieure à incidence de 0°

PA-20: postéro-antérieure à incidence de 20°

S_x: vertèbre sacrée, niveau x

sec: seconde

T_x: vertèbre thoracique, niveau x

INTRODUCTION

La scoliose idiopathique est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique qui se manifeste généralement à l'adolescence lors de la période de croissance. Dans les cas les plus sévères, l'intervention chirurgicale est employée pour corriger ces déformations. Depuis la première intervention par myotomie au 19ème siècle, les techniques chirurgicales ont évolué vers la fusion rachidienne, utilisée au 20ème siècle (Moe et coll., 1987). Cependant, les premières techniques de fusion rachidienne comportaient des lacunes en terme de correction tridimensionnelle. Les techniques chirurgicales actuelles permettent d'améliorer la correction 3D sans se limiter au traditionnel plan frontal (Cotrel et coll., 1988; Roussouly et coll., 1995; Steffee et coll., 1986; Webb et coll., 1995). Toutefois, plusieurs complications ont été rapportées et semblent liées directement à la correction 3D obtenue (Thompson et al., 1989). De plus, certaines de ces nouvelles techniques chirurgicales impliquent des manoeuvres élaborées qui nécessitent plusieurs étapes (Cotrel et coll., 1988, 1992; Denis, 1988). Aussi, l'expérience du chirurgien et les choix qu'il effectue lors du planning pré-opératoire et de la chirurgie influencent le résultat des traitements chirurgicaux. D'ailleurs, plusieurs déformations résiduelles sont rapportées dans la littérature: décompensation, débalancement des épaules, gibbosité résiduelle, etc. (Labelle et coll., 1995; Shufflebarger et coll., 1988).

Toutes les études cliniques recensées dans la littérature fournissent une évaluation globale des corrections chirurgicales sans toutefois permettre de prédictions en fonction de la géométrie spinale du patient. De telles prédictions permettraient au

chirurgien de déterminer le type et la localisation d'implants, ainsi que l'amplitude des gestes peropératoires afin d'obtenir une correction optimale en 3D. Pour prédire les corrections chirurgicales d'un patient spécifique, une approche suggérée dans la littérature (Goel & Gilbertson, 1995) consiste à créer un modèle biomécanique informatique des structures du tronc humain et à simuler les manoeuvres chirurgicales. Ceci permettrait d'employer un outil analytique basé sur des principes biomécaniques pour déterminer une configuration optimale de l'instrumentation, sujet controversé dans la littérature (Beaumont et coll., 1989; Nagata et coll., 1987; Shufflebarger et coll., 1988; Takahashi et coll., 1997; Vaughan et coll., 1996).

Jusqu'à présent, les modèles du rachis présentés dans la littérature sont basés sur la méthode des éléments finis (Gardner-Morse et coll., 1996; Ghista et coll., 1988; Goel et coll., 1988; Stokes et coll., 1995; etc.). Toutefois, certains problèmes techniques ont été associés à cette approche, particulièrement pour la simulation des techniques d'instrumentation plus récentes (Cotrel-Dubousset). Ces difficultés ont principalement trait aux importantes différences de rigidité entre les éléments composant les modèles (Stokes et coll., 1998). Ces différences peuvent occasionner des problèmes de résolution mathématique, introduisant ainsi des erreurs numériques dans les résultats des simulations. Ainsi, le but global de ce travail consiste à développer une approche de modélisation biomécanique réduisant ces différents problèmes afin de permettre la simulation de manoeuvres chirurgicales d'instrumentation postérieure du rachis scoliotique.

Le corps de ce mémoire est divisé en quatre chapitres. Le premier présente une revue de la littérature pertinente à la compréhension et la définition du cadre de ce projet. Le second chapitre détaille la méthodologie employée pour l'élaboration du modèle, l'étude de faisabilité, l'évaluation plus détaillée du modèle et l'étude comparative entre la nouvelle approche de modélisation et la méthode actuelle des éléments finis. Les deux derniers chapitres présentent et discutent les résultats de ces travaux. Par la suite, les conclusions et les recommandations pour le projet sont présentées.

CHAPITRE I- REVUE DE LA LITTÉRATURE

Ce chapitre documente différents aspects de ce projet à partir d'informations tirées de la littérature. La première section est une revue de l'anatomie du système ostéo-ligamentaire du tronc humain. La seconde section traite des déformations scoliotiques et présente les différentes méthodes d'évaluation et de traitement existantes. La dernière partie de ce chapitre traite des approches de modélisation mathématique employées pour l'étude biomécanique de la scoliose.

1.1- Anatomie descriptive et fonctionnelle du système ostéo-ligamentaire du tronc humain

La documentation de cette section provient principalement de Moore (1992). Le système osseux du tronc humain est généralement composé de 33 vertèbres formant la colonne vertébrale ainsi que de 12 paires de côtes et du sternum qui composent la cage thoracique. Ces structures anatomiques sont reliées aux membres inférieures par le bassin, qui comprend l'os illiaque, le sacrum et le coccyx.

1.1.1- Colonne vertébrale

La colonne vertébrale saine est constituée de 4 courbures dans le plan sagittal (figure 1.1): deux lordoses (cervicale et lombaire) et deux cyphoses (thoracique et sacrée). Cinq types de vertèbres sont comprises dans la colonne vertébrale, soit 7 cervicales (C_1 à C_7), 12 thoraciques ou dorsales (T_1 à T_{12}), 5 lombaires (L_1 à L_5), 5 sacrées (S_1 à S_5) et 4 coccygiennes (Co_1 à Co_4).

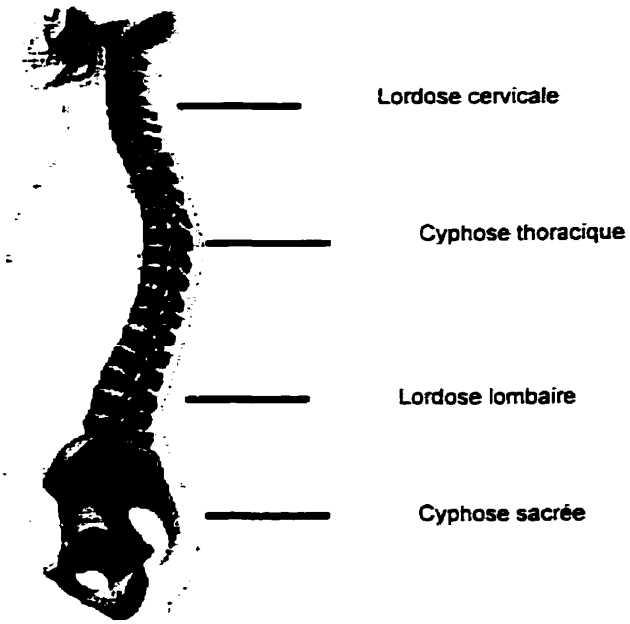


Figure 1.1: Vue sagittale de la colonne vertébrale (adaptée de Moore, 1992)

Les vertèbres sont composées d'un corps vertébral et d'éléments postérieurs. Les éléments postérieurs comprennent l'arc vertébral qui protège les tissus neurologiques (nerfs, moelle épinière) et 7 apophyses (excroissances osseuses): 1 épineuse, 2 transverses et 4 articulaires. Une vertèbre thoracique typique est illustrée à la figure 1.2.

Les apophyses épineuses relient les vertèbres entre elles à l'aide du ligament supra-épineux. Les apophyses articulaires forment le joint zygapophysaire qui relie aussi les vertèbres. L'articulation des vertèbres est complétée par le ligament longitudinal antérieur, le ligament jaune et le disque intervertébral. Ce dernier est composé de deux types de fibres cartilagineuses: l'annulus fibrosus à l'extérieur et le nucleus pulposus à l'intérieur. Ces deux types de fibre forment une structure rigide entre deux vertèbres dont les rôles biomécaniques sont le support de poids par la colonne vertébrale et le

mouvement. Le disque intervertébral est protégé contre les rotations axiales trop importantes par les facettes articulaires, qui reprennent aussi une partie des chargements en cisaillement. Les ligaments, quant à eux, ont comme principal rôle biomécanique d'augmenter la stabilité du rachis. De plus, leurs fonctions incluent aussi:

- la minimisation de l'énergie dépensée par les muscles pour produire un mouvement physiologique et atteindre une posture fixe
- la protection de la moëlle épinière en limitant les mouvements du rachis
- l'absorption de l'énergie surperflue lors de chargements importants et rapides du rachis

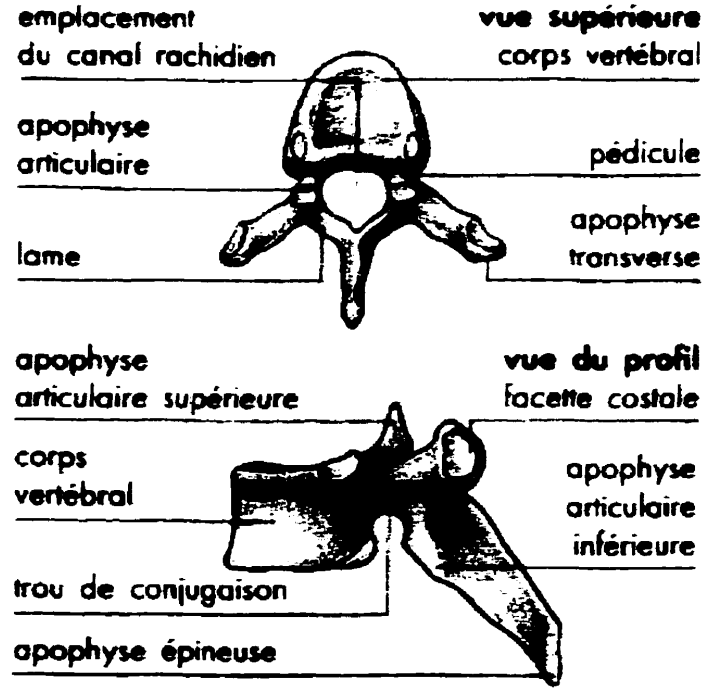


Figure 1.2: Vertèbre thoracique typique (Larousse, 1994)

Les vertèbres cervicales forment l'articulation du cou humain. Elles supportent le crâne au niveau de C_1, aussi appellée atlas. Cette vertèbre est articulée sur C_2 de manière à

permettre les rotations, et donc les mouvements de la tête. Les vertèbres thoraciques, quant à elles, peuvent se diviser en deux catégories: les typiques et les atypiques. Les vertèbres T_5 à T_8 sont typiques. Elles sont, en outre, caractérisées par leurs trois paires de facettes articulaires (supérieures, inférieures et transverses) et leur forme spécifique (figure 1.2). Les vertèbres T_1 à T_4 sont atypiques car elles possèdent certaines caractéristiques des vertèbres cervicales. Les vertèbres T_9 à T_{12} sont aussi atypiques car elles ont quelques caractéristiques semblables aux vertèbres lombaires. Enfin, les vertèbres lombaires sont les plus massives des vertèbres non-fusionnées du rachis et elles relient le sacrum au segment thoracique.

1.1.2- Bassin

Les vertèbres sacrées sont fusionnées pour former le sacrum, et les vertèbres coccygiennes forment le coccyx. Ces deux structures osseuses sont reliées à l'os iliaque par le biais des ligaments sacro-iliaques et sacro-coccygien pour former le bassin (figures 1.3 et 1.4).

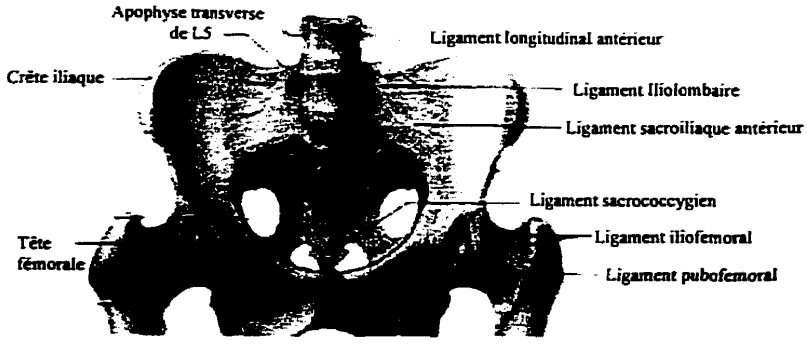


Figure 1.3: Vue antérieure du bassin (adaptée de Moore, 1992)

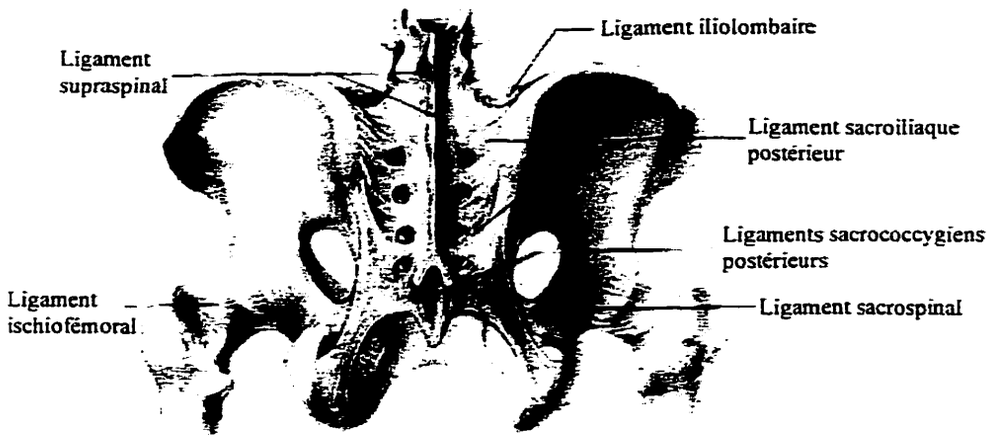


Figure 1.4: Vue postérieure du bassin (adaptée de Moore, 1992)

1.1.3- Cage thoracique

Les vertèbres thoraciques sont liées aux côtes par le joint costo-vertébral. Un joint costo-vertébral typique (figure 1.5) est formé de capsules articulaires reliées comme suit: la facette supérieure de la tête costale joint la facette inférieure de la vertèbre sus-jacente, la facette inférieure de la tête costale se joint à la facette supérieure de la vertèbre sous-jacente et la tubérosité se joint à la facette transversale de la vertèbre sous-jacente. Les côtes possèdent deux caractéristiques importantes au niveau du joint costo-vertébral: la tête costale et la tubérosité. La tête costale possède deux facettes: une inférieure et une supérieure, qui s'opposent aux facettes localisées sur les vertèbres adjacentes. La tubérosité est une protubérance dans la côte qui sert de facette articulaire.

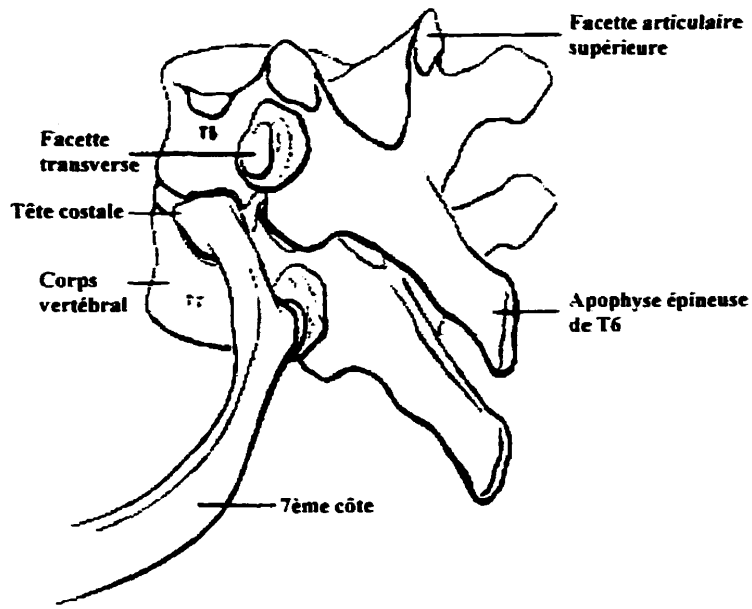
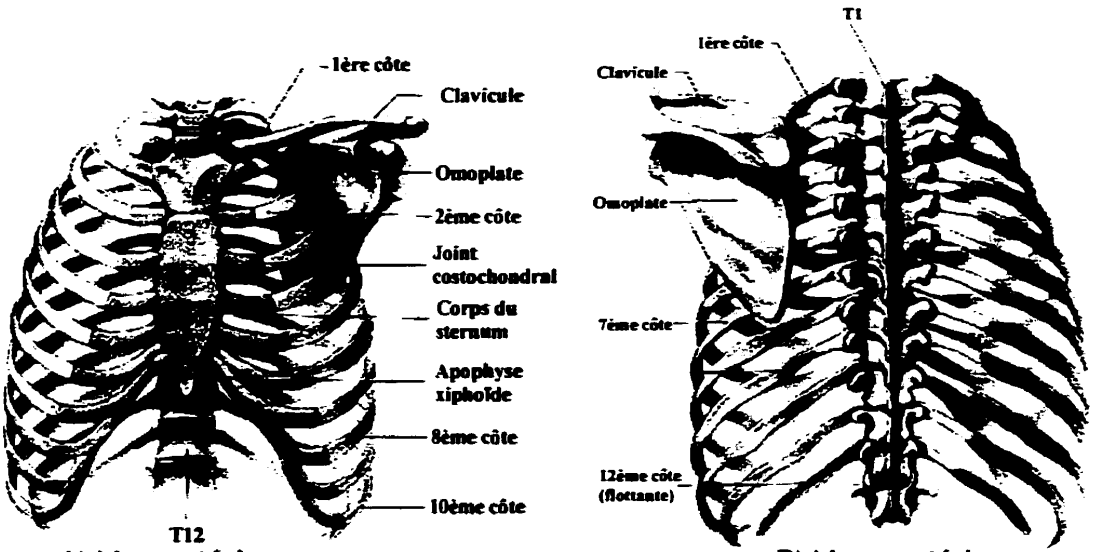


Figure 1.5: Joint costo-vertébral typique (adaptée de Moore, 1992)

Le sternum (figure 1.6 A) est un os plat composé de trois parties: le manubrium, le corps et l'apophyse xiphoïde. Il est articulé avec la clavicule au niveau du manubrium (partie supérieure du sternum). Les 7 paires de côtes supérieures sont articulées au sternum par le biais du cartilage costal. Ces barres cartilagineuses forment un prolongement qui vient s'accrocher sur le sternum à l'aide du ligament costo-sternal.

Les côtes, le sternum et le rachis thoracique forment une structure fermée, la cage thoracique (figure 1.6), qui augmente la rigidité du thorax. Le grand nombre de ligaments compris dans les joints costo-vertébraux et le moment d'inertie important de la cage thoracique contribuent aussi à cette augmentation de rigidité. Les autres fonctions biomécaniques de la cage thoracique incluent la protection du thorax contre

les impacts antérieurs et de côté, ainsi que l'augmentation de la stabilité axiale du rachis.



A) Vue antérieure B) Vue postérieure

Figure 1.6: Cage thoracique (adaptée de Moore, 1982)

1.2- Déformations scoliotiques

La scoliose est une déformation tridimensionnelle (3D) complexe du rachis et de la cage thoracique qui touche 0.5% de la population humaine, dont majoritairement de jeunes adolescentes entre 10 et 15 ans (Salter, 1989). Il existe plusieurs types de scolioses (congénitale, neurologique, etc.) qui sont classés selon l'origine des déformations. Ce travail traite de la scoliose idiopathique, dont la cause des déformations n'est pas connue, et seul ce type de scoliose sera présenté.

Cette section est divisée en quatre parties. La première comporte une description des déformations scoliotiques ainsi que les mécanismes qui y sont associés. La seconde

expose les différents tests et indices utilisés par les cliniciens pour décrire les déformations. Les deux dernières parties discutent respectivement des traitements non-chirurgicaux et chirurgicaux de la scoliose. Sauf indications contraires, les informations présentées dans cette section proviennent des références Moe et coll. (1987), Perdriolle (1979), Roaf (1966) et White & Panjabi (1990).

1.2.1- Mécanismes de déformation

La première mention de déformations rachidiennes provient d'Hippocrate qui reconnaissait la différence entre les courbures saines de la colonne vertébrale et les déformations. Dans le cas de la scoliose, ces déformations sont caractérisées par l'apparition de courbures non-physiologiques dans le plan frontal associées à un mouvement de torsion du rachis. De plus, la physionomie de la cage thoracique de l'humain scoliotique est généralement modifiée. Les côtes du bord de la convexité de la courbure thoracique ont une orientation plus verticale que chez un sujet sain, alors que les côtes du bord de la concavité tendent à s'orienter presque horizontalement. Enfin, ces déformations sont généralement accompagnées de rotations vertébrales non-physiologiques, de la cunéiformisation des vertèbres et de l'apparition d'une gibbosité.

Une hypothèse quant aux mécanismes des déformations scoliotiques concerne la déstabilisation de la colonne vertébrale, où la stabilité est définie comme la tendance du rachis à revenir à sa configuration anatomique saine lorsque de faibles chargements lui sont appliqués (Roaf, 1966). Cette stabilité peut être perturbée par certaines contraintes physiques, comme par exemple la gravité ou les forces musculaires.

Les courbures non physiologiques de la colonne vertébrale et les déformations à la cage thoracique peuvent alors déplacer le centre de gravité du rachis. Ceci engendre un moment de force additionnel et accroît donc la tendance de la colonne à se déformer. De plus, les modifications d'orientations costales impliquent que les forces transmises au rachis par les côtes sont asymétriques. Certains mouvements impliquant les côtes (par exemple, la respiration) peuvent donc causer l'application de forces provocant une torsion du rachis (Roaf, 1966; figure 1.7), augmentant ainsi les déformations.

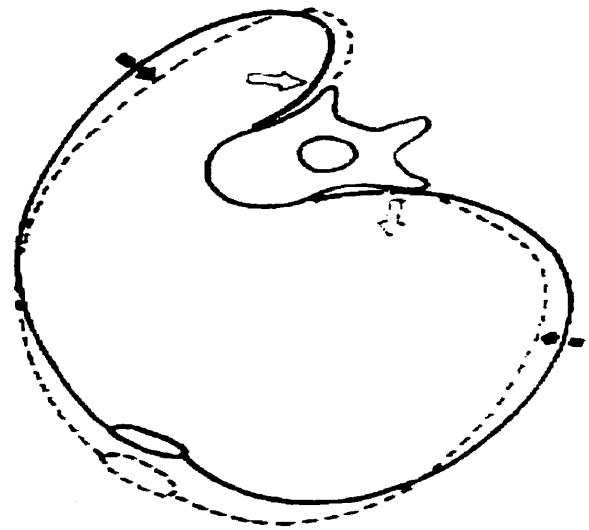


Figure 1.7: Forces de torsion appliquées sur le rachis par le mouvement des côtes (tirée de Roaf, 1966)

D'autres déformations seraient reliées à la progression de la scoliose. Les rotations vertébrales normales proviennent du couplage entre les mouvements de flexion et d'inflexion latérale du rachis et la rotation des corps vertébraux. Chez un patient scoliotique, la perte des courbures physiologiques induit, par couplage, une rotation des

vertèbres (Roaf, 1966). Ceci produit une assymétrie dans les chargements axiaux sur les vertèbres et occasionne un remodelage osseux du corps vertébral appelé cunéiformisation. Quant à la gibbosité (bosse dans le dos du patient), elle est provoquée par une modification de l'orientation des articulations costo-vertébrales (figure 1.7). Du côté de la convexité de la courbure scoliotique thoracique, ces articulations sont projettées vers l'arrière, créant ainsi une gibbosité postérieure. De la même manière, la projection antérieure des articulations costo-vertébrales du côté de la concavité créent une dépression.

1.2.2- Évaluation des déformations scoliotiques

Le dépistage des déformations scoliotiques est effectué en vérifiant la présence d'une protubérance dorsale et du débalancement des épaules et des hanches par rapport au sol. Par la suite, une évaluation clinique comprenant les tests suivants est conduite:

- Le débalancement des épaules est mesuré par rapport à la verticale à l'aide d'un fil de plomb. La gibbosité est évaluée en position de flexion à l'aide d'un scoliomètre.
- Un historique familial est utilisé pour déterminer la possibilité de déformations congénitales.
- La maturité sexuelle et osseuse ainsi que l'âge chronologique sont notés de manière à évaluer le potentiel de croissance du patient. Puisque les déformations scoliotiques sont généralement associées à la croissance, ceci fournit un indice quant à la possibilité de progression des courbures non-physiologiques.

Une évaluation radiologique est aussi effectuée. Des radiographies postéro-antérieures et latérales du patient permettent d'apprécier les courbes rachidiennes (à partir d'indices décrits plus loin). Lorsque l'intervention chirurgicale est envisagée, des radiographies en position d'inflexion latérale permettent d'évaluer la flexibilité des courbes. La flexibilité des courbes physiologiques peut aussi être évaluée à l'aide de radiographies en position d'hyperextension (pour la cyphose) ou d'hyperflexion (pour la lordose). Toutes les radiographies prises lorsque le patient est penché permettent aussi d'évaluer la puissance musculaire active car les positions exigées impliquent un mouvement volontaire du sujet. Dans le cas de courbures particulièrement sévères, des clichés radiographiques du patient en état de traction (tête bloquée et traction imposé sur les jambes) peuvent aussi être utilisées pour déterminer la flexibilité des courbures.

Plusieurs indices ont été mis au point pour l'évaluation de différents aspects des déformations scoliotiques à partir des tests cliniques et radiographiques. Pour l'évaluation des courbures, les vertèbres limites supérieures et inférieures sont déterminées. Pour ces deux vertèbres, une ligne est tracée le long d'un plateau vertébral ou des pédicules. L'angle entre les normales de ces deux lignes est appelé angle de Cobb (figure 1.8 A). De manière analytique, l'angle de Cobb peut aussi être calculé à partir des droites normales à la courbure au niveau des vertèbres limites (Stokes et Gardner-Morse, 1993). Cet angle peut être mesuré aussi bien dans le plan frontal pour caractériser les déformations que dans le plan sagittal pour évaluer les courbures physiologiques. L'angle de Fergusson peut aussi être employé pour

caractériser les coubures. Cet indice correspond à l'angle entre la ligne joignant la vertèbre limite supérieure à la vertèbre sommet et celle joignant la vertèbre limite inférieure à la vertèbre sommet (figure 1.8 B). Pour la mesure de la flexibilité des courbures, les angles de Cobb sur les radiographies du patient penché sont calculés en utilisant les vertèbres limites déterminées sur les clichés du patient debout. Ces angles de Cobb sont ensuite comparés au valeurs trouvées sur les radiographies du patient debout.

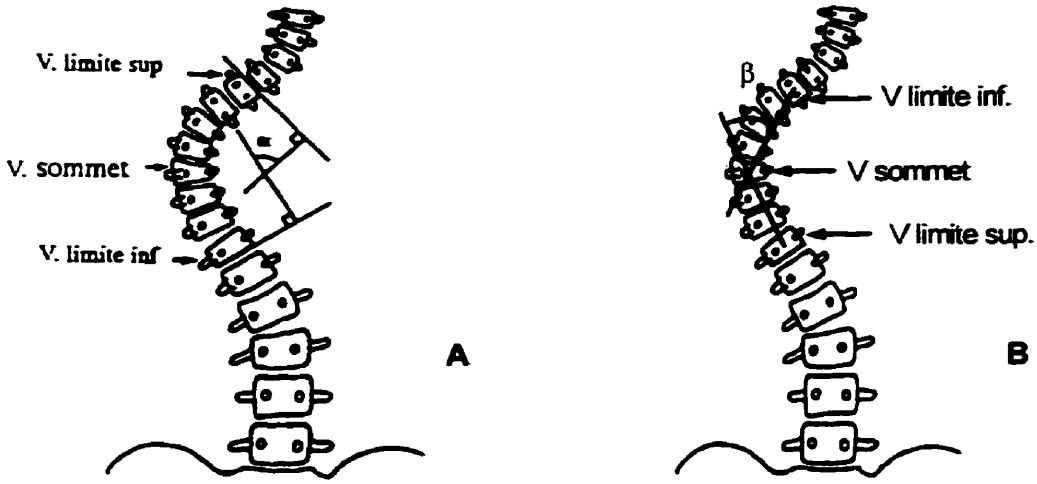


Figure 1.8: Mesure des courbures A) Angle de Cobb (α); B) Angle de Fergusson (β)

Dans le cas des grandes déformations, le plan d'élection de Stagnara peut être employé afin d'obtenir l'amplitude maximale de la courbure qui ne peut être aperçue dans le plan frontal. Le plan d'élection de Stagnara est obtenu lorsque la courbure est étudiée dans un plan où la rotation axiale de la vertèbre apicale ou sommet (la vertèbre la plus excentrée de la courbure) est vue comme nulle (figure 1.9). Lorsque ce plan est

utilisé, un cliché radiographique additionnel doit être effectué. De manière analytique, un plan semblable (le plan de déformation maximale) peut être calculé en déterminant le plan vertical où les coubures rachidiennes projetées sont les plus importantes.

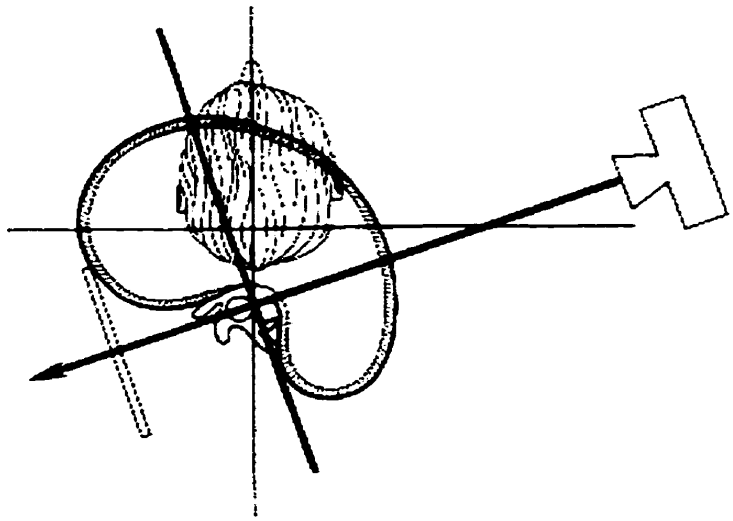


Figure 1.9: Plan d'élection de Stagnara (tirée de Moe et coll., 1987)

La rotation axiale de la vertèbre apicale peut être évaluée à l'aide d'un tortiomètre (Perdriolle, 1979). Le tortiomètre (figure 1.10 A) se présente comme un trapèze rectangle gradué dont la distance entre les deux côtés de référence correspond à la largeur du corps vertébral. L'utilisation de cette méthode consiste d'abord à tracer les points médians des deux bords latéraux du corps vertébral et le grand axe du pédicule convexe sur la vertèbre mesurée sur les radiographies (figure 1.10 B). Le tortiomètre est ensuite déplacé verticalement jusqu'à ce que les repères latéraux soit superposés aux traits de référence (figure 1.10 C), puis la position de l'extrémité inférieure de l'axe du pédicule convexe par rapport aux graduations fournit la mesure de rotation axiale.

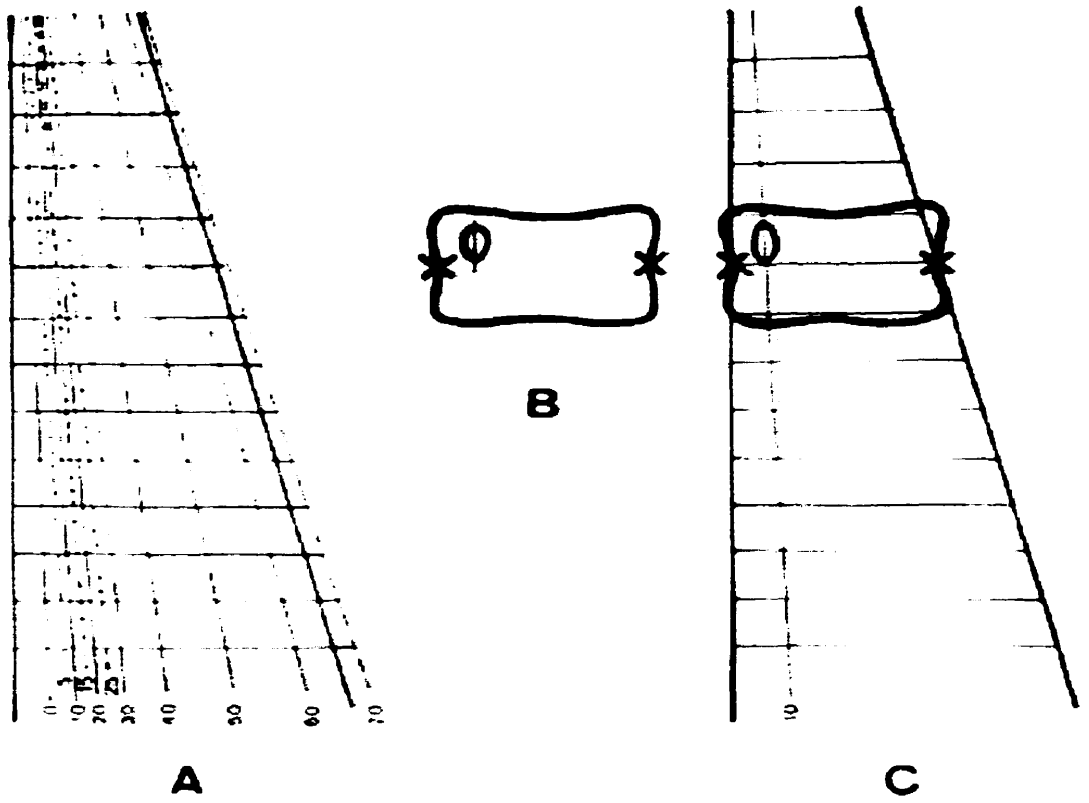


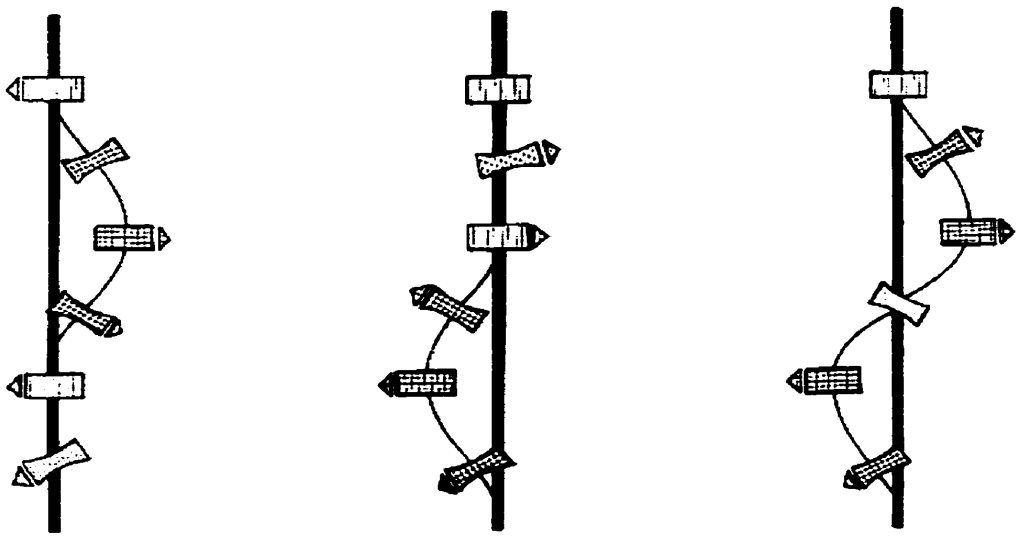
Figure 1.10: Mesure de la rotation axiale; A) le tortiomètre; B) repères anatomiques; C) positionnement du tortiomètre (tirée de Perdriolle, 1979)

De manière analytique, trois types de rotations vertébrales peuvent être mesurées: frontale, sagittale et axiale. Ces angulations sont déterminées à l'aide d'un système d'axes vertébral local, et généralement par rapport aux axes définis par la SRS (Stokes, 1994): X vers l'avant, Y vers la gauche et Z vers le haut. Plusieurs méthodes de calcul peuvent être employées: projection dans un plan local de repères anatomiques (Stokes et coll., 1986), matrice de rotation reproduisant la transformation géométrique de repères anatomiques par rapport à un repère de référence (Skalli et coll., 1995), etc.

Toutefois, ces méthodes ne sont pas toutes comparables, particulièrement dans le cas d'angulations totales supérieures à 10° (Skalli et coll., 1995). Il est donc nécessaire de s'assurer que des méthodes équivalentes sont employées lorsque des analyses comparatives sont effectuées.

On mesure aussi le degré d'ossification des crêtes iliaques à l'aide de l'échelle de Risser. D'autres tests et indices peuvent aussi être employés selon le type de scoliose et l'examinateur.

À partir de ces indices, les déformations associées à la scoliose idiopathique peuvent être classées d'après leurs courbures majeures et mineures (aussi appelées concommitantes, elles sont sus et sous-jacentes aux courbures majeures). La ou les courbures majeures sont employées pour classifier les différentes formes des scolioses. Dans le cas d'une courbe majeure unique, il existe les formes thoracique (ou dorsale, figure 1.11 A) et lombaire (figure 1.11 B). Lorsque deux courbes majeures sont présentes, la forme est appelée double (figure 1.11 C). L'intérêt de cette classification provient du fait que pour le choix du traitement, l'effet réducteur doit s'appliquer uniquement sur la courbure majeure (Perdriolle, 1979).



A) Thoracique B) Lombaire C) Double

Figure 1.11: Classification des courbures scoliotiques (tirée de Perdriolle, 1979)

1.2.3- Traitements non chirurgicaux de la scoliose

Les traitements non-chirurgicaux de la scoliose idiopathique sont généralement employés pour arrêter la progression de petites déformations (inférieures à 40° d'angle de Cobb). Quatre types de traitements non-chirurgicaux seront discutés dans cette section, soit la traction, la stimulation musculaire, les plâtres et l'approche non-invasive la plus répandue, les traitements orthotiques.

Le premier traitement mis au point pour les déformations rachidiennes, l'application de traction, date de l'époque d'Hippocrate. De nos jours, ce traitement consiste à maintenir la tête en place à l'aide d'un appareil fixé au crâne par des vis et à appliquer une traction sur les jambes ou le bassin. Le but de ces manoeuvres est de mettre le

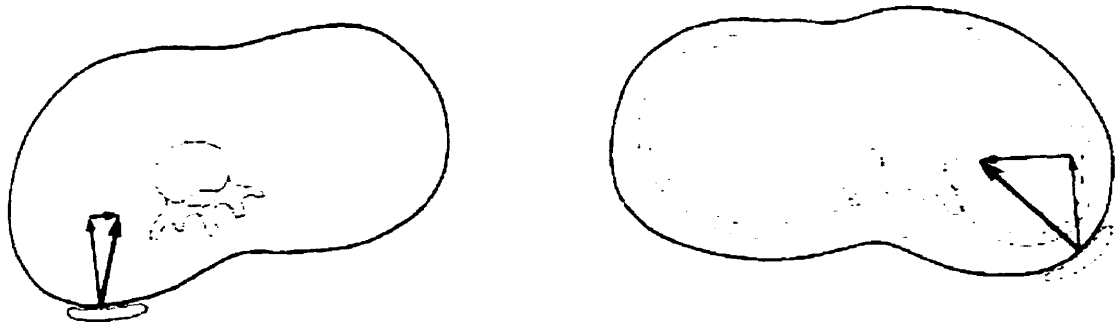
système osseux du patient sous tension de manière à redresser les courbures rachidiennes. Ce traitement ne devrait être utilisé pour les courbes ayant un angle de Cobb supérieur à 53° sans quoi l'application de forces transverses (à l'aide d'orthèses) sera plus efficace. Il est particulièrement utile pour corriger des problèmes respiratoires qui empêchent l'intervention chirurgicale. Ce traitement est généralement limité par les forces maximales pouvant être appliquées sans endommager le rachis. Les complications incluent irritations cutanées, douleurs au cou, fusion spontannée et dégénération des articulations du rachis cervical, infection au niveau des vis, thrombose des veines profondes, rigidité des hanches et dommages neurologiques pouvant aller jusqu'à la paralysie.

Le second traitement est la stimulation musculaire à l'aide d'électrodes de surface. Les principes de ce traitement ont été proposés au 19e siècle, mais il n'a fait son apparition clinique qu'au milieu des années 1970. Cette technique consiste à stimuler certains muscles de manière à ce qu'ils se contractent et produisent des forces sur le rachis, favorisant ainsi la correction des courbures scoliotiques. Peu de données existent présentement quant au choix approprié des muscles à stimuler. Pour être efficace, ce traitement nécessite une certaine immaturité squelettique car les effets seront occasionnés par une réduction des assymétries de croissance. La seule complication associée à ce traitement est l'irritation cutanée dans les zones avoisinantes des électrodes. Les études cliniques n'ont pas démontré de différences entre les scolioses

progressant sans interventions et les cas traités par stimulation musculaire (Moe et coll., 1987; Peterson et Nachemson, 1995).

Le troisième traitement, l'application d'un plâtre sur le thorax, a vu le jour au 19e siècle. Bien que peu efficace pour la correction des déformations, ce traitement peut servir au maintien d'une correction obtenue par une autre méthode, comme la traction ou la chirurgie. Les complications de ce traitement sont les plaies de pression, particulièrement sur les proéminences osseuses, et l'obstruction du duodénum. De nos jours, le maintien de la correction est plus souvent effectué à l'aide d'une orthèse où l'avantage principal pour le patient est la possibilité d'enlever son appareil pour se laver et faire de l'exercice. Les origines de ce traitement remontent au 16e siècle avec la fabrication de corsets en acier par les armuriers de l'époque. Contrairement au traitement par traction, l'approche orthotique cherche à corriger les déformations en appliquant des forces transverses. Pour obtenir un traitement stable, un minimum de trois points d'appui (coussinets) est nécessaire, peu importe le type de corset utilisé. Deux de ces points sont généralement au niveaux cervical et sacré (le plus loin possible de l'apex de la déformation). Leur fonction est le maintien du corset sur le patient et l'application des forces de réaction. Ils peuvent aussi contribuer aux corrections au niveau de la lordose lombaire. L'appui pelvien, par exemple, tend à redresser le bassin, ce qui implique une correction du rachis lombaire à cause des mécanismes de couplage. Les appuis postérieurs additionnels peuvent être appliqués au niveau

lombaire et/ou thoracique, à l'apex des courbures scoliotiques. Au niveau lombaire, l'appui occasionne des forces transverses vers l'avant (figure 1.12 A), ce qui tend à corriger la courbure tout en imposant une dérotation au rachis. Au niveau thoracique, les forces sont appliquées sur la cage thoracique et transmises au rachis par les côtes. Ceci produit des vecteurs de force latéral et vers l'avant (figure 1.12 B). Peu importe le type d'appui, une zone d'application plus grande est souhaitable de manière à réduire la pression et les risques de complications cutanées.



A) Niveau lombaire B) Niveau thoracique

Figures 1.12: Forces engendrées par des coussinets orthotiques
(tiré de Moe et coll., 1987)

Le traitement orthotique a pour objectif d'arrêter la progression des déformations. Cet effet est provoqué par un rétablissement de la symétrie de croissance du tronc occasionné par la réduction d'une partie des contraintes sur les plateaux vertébraux cartilagineux (Moe et coll., 1987). De cette manière, la progression des courbures scoliotiques est limitée. Par conséquent, les effets à long terme de ce genre de

traitement sont moins prononcés sur un squelette mature. Les complications possibles d'un traitement orthotique incluent la compression de l'abdomen qui occasionne une augmentation de pression intestinale, du frottement cutané et des contraintes psychologiques liées à l'apparence externe de l'adolescent. Les traitements orthotiques produisent un effet de correction significatif sur les déformations scoliotiques (Nachemson et coll., 1995). Le potentiel de correction dépend toutefois de la durée quotidienne réelle de port du corset (Rowe et coll., 1997).

1.2.4- Traitements chirurgicaux de la scoliose

Les traitements chirurgicaux sont des procédures invasives utilisées pour la correction de déformations plus importantes (angle de Cobb supérieur à 40°) et progressives. La décision d'opérer un patient et le choix d'instrumentation sont basés sur la maturité du système osseux ainsi que l'équilibre rachidien dans les plans frontal et sagittal (Bridwell, 1994). La première intervention chirurgicale pour la correction des déformations scoliotiques a eu lieu en 1839 sous forme d'une myotomie. Depuis ce temps, plusieurs types de corrections chirurgicales ont été tentés, dont notamment la fusion rachidienne et la résection de côtes.

Les premières techniques de fusion (ou arthrodèse) du rachis scoliotique n'ont pas obtenues beaucoup de succès, en grande partie à cause du manque d'immobilisation

post-opératoire des corrections. L'usage d'implants lors des procédures chirurgicales de fusion du rachis pour la correction de la scoliose a été introduite par Harrington dans les années 1950. Ces implants remplissent deux tâches: la correction des déformations et l'immobilisation du segment instrumenté de manière à favoriser l'arthrodèse.

L'instrumentation mise au point par Harrington (figure 1.13 A) est essentiellement composée de crochets et d'une tige. Les crochets sont insérés sur les apophyses articulaires ou transverses des vertèbres à l'aide d'une approche postérieure. Une tige est ensuite introduite dans le champ opératoire et insérée dans les crochets. Des forces de traction sont alors appliquées sur les crochets de manière à produire un redressement du rachis. Finalement, les crochets sont fixés sur la tige, la plaie est refermée et un plâtre ou corset peut être prescrit suivant l'intervention afin d'immobiliser la correction. Ce type d'instrumentation est souvent associé à une perte de la lordose lombaire (aussi appelé le phénomène du dos plat ou "flatback") (Lagrone et coll., 1988; Mielke et coll., 1989), et certaines améliorations lui ont été apportées. Par exemple, il est possible d'utiliser une tige courbée de manière à mieux conserver les courbures physiologiques du rachis. De plus, la rigidité de l'instrumentation peut être augmentée en la fixant aux vertèbres avec de fils métalliques et/ou en repliant les tiges aux extrémités (Luque, 1982) (figure 1.13 B).

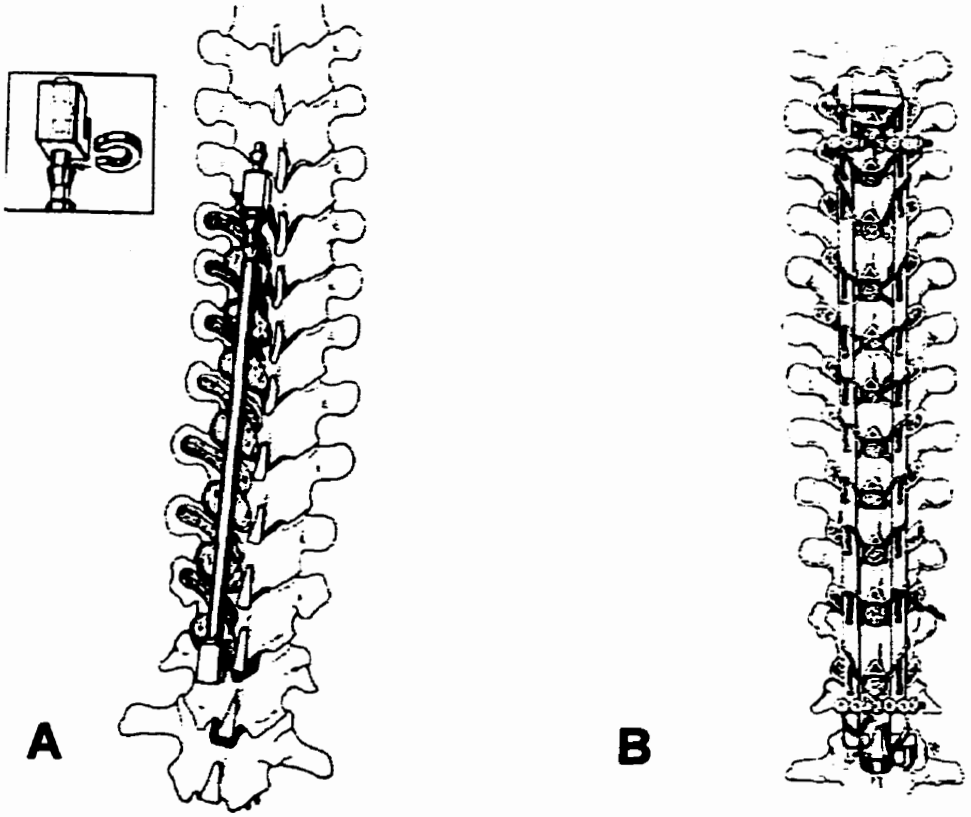


Figure 1.13: Instrumentations chirugicales; A) Harrington; B) Luque (tirée de Moe et coll., 1987)

Plus récemment, des instrumentations utilisant d'autres méthodes correctrices ont été conçues afin d'améliorer la correction tridimensionnelle des déformations scoliotiques, de pallier aux problèmes associés à l'instrumentation Harrington et de réduire ou d'éliminer l'immobilisation post-opératoire (Schlenka et coll., 1993), dont notamment les instrumentations Cotrel-Dubousset (décrite plus en détail dans les paragraphes suivants), Colorado (Roussouly et coll., 1995), USS (Laxer, 1994) et TSRH (Texas Scottish Rite Hospital) (Richards et coll., 1994). Certaines instrumentations ont aussi été conçues de manière à permettre l'approche antérieure du rachis (Dwyer et coll., 1969; Hopf et coll., 1997; Horton et coll., 1988; Kaneda et coll., 1996).

L'utilisation de l'instrumentation Cotrel-Dubousset implique des procédures chirurgicales composées de plusieurs étapes (Cotrel et coll., 1988, 1992; Denis, 1988). La première est un planning pré-opératoire permettant principalement de déterminer, à partir de l'évaluation radiographique:

- le type d'implants (crochets pédiculaires ou lamaires, vis pédiculaires) à utiliser selon le niveau vertébral;
- l'évaluation du bénéfice d'une correction mieux maintenue par rapport au risque accru de problèmes neurologiques associés à l'utilisation de vis (Wimmer et coll., 1998);
- la localisation des implants (Sawatzky et coll., 1998; Shufflebarger et Clark, 1990);
- les niveaux vertébraux à fusionner.

Ce dernier facteur est déterminant pour obtenir une correction stable du rachis (Bridwell et coll., 1991).

Plusieurs méthodes sont disponibles pour faire ce choix, comme par exemple:

- la méthode recommandée par Cotrel et Dubousset (Cotrel & Dubousset, 1992; Shufflebarger & Clark, 1990) qui consiste à déterminer les vertèbres extrêmes des courbures principales. Des vertèbres additionnelles peuvent être instrumentées afin de préserver l'équilibre des segments non fusionnés;
- l'évaluation de radiographies en inflexion latérale et en traction (Vaughan et coll., 1996) afin d'identifier les zones rachidiennes flexibles;
- la classification de King (1988);
- des algorithmes de décision (Chusseau et coll., 1998; Margulies et coll., 1998);

- une combinaison de ces techniques.

La décision ultime dépend de l'expérience du chirurgien. Généralement, on cherche à instrumenter toute l'étendue des courbes majeures, mais pas les courbures concomitantes. Ceci permet d'obtenir une correction stable du rachis sans réduire excessivement l'amplitude de mouvement du patient.

Les paragraphes suivants décrivent les procédures chirurgicales associées à l'instrumentation Cotrel-Dubousset (Cotrel et coll., 1988, 1992; Denis, 1988). Lors de l'intervention chirurgicale, le patient est anesthésié et positionné en décubitus ventral sur la table d'opération (figure 1.14). L'abdomen est libre de manière à réduire la pression abdominale, et les bras et coudes sont supportés. Suite au lavage de la zone opératoire, une incision est effectuée et la peau est écartée à l'aide de rétracteurs. Le chirurgien procède ensuite au dépouillement sous-périosté des éléments postérieurs jusqu'à l'extrémité de l'apophyse transverse sur les côtés droit et gauche de la colonne vertébrale au niveau de la zone instrumentée.

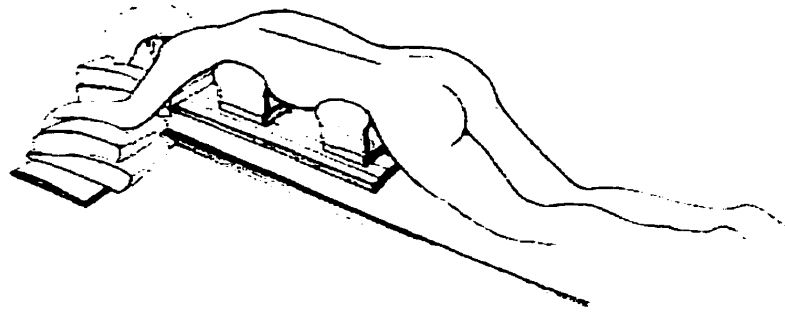


Figure 1.14: Position peropératoire du patient (adapté de Moe et coll., 1987)

Suite à la préparation du champ opératoire, l'instrumentation peut être appliquée. Les crochets et vis sont d'abord posés sur les vertèbres sélectionnées lors du planning préopératoire, du côté de la concavité de la courbure scoliotique. Une tige malléable est cintrée de manière à représenter les courbures sagittales à rétablir chez le patient traité. Cette tige est employée comme modèle pour le cintrage de la tige métallique (figure 1.15).

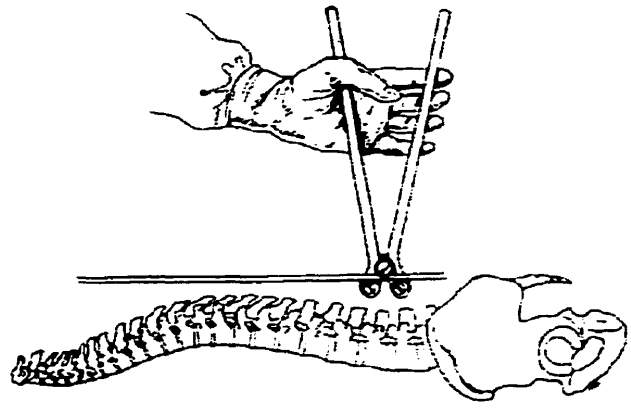


Figure 1.15: Cintrage de la tige métallique (adapté de Moe et coll., 1987)

Ensuite, le chirurgien peut effectuer la décortication (ablation de l'enveloppe conjonctive) complète et la fusion du premier côté d'instrumentation à l'aide de greffes osseuses. Durant cette étape des manoeuvres chirurgicales, la tige est insérée dans les crochets et vis, et des anneaux en C sont introduits afin d'éviter le déplacement de ces crochets (figure 1.16 A). À ce moment, la tige repose dans le plan coronal. Une rotation (aussi appelée manoeuvre de "dérotation") est alors appliquée sur la tige jusqu'à ce qu'elle se trouve dans le plan sagittal ou que le chirurgien juge que la correction optimale a été atteinte (figure 1.16 B). Ce mouvement de rotation permet une correction tridimensionnelle du rachis en réduisant les courbes dans le plan frontal,

rétablissant les courbures dans le plan sagittal et diminuant les rotations vertébrales. La tige est finalement fixée aux crochets et vis afin de préserver la correction.

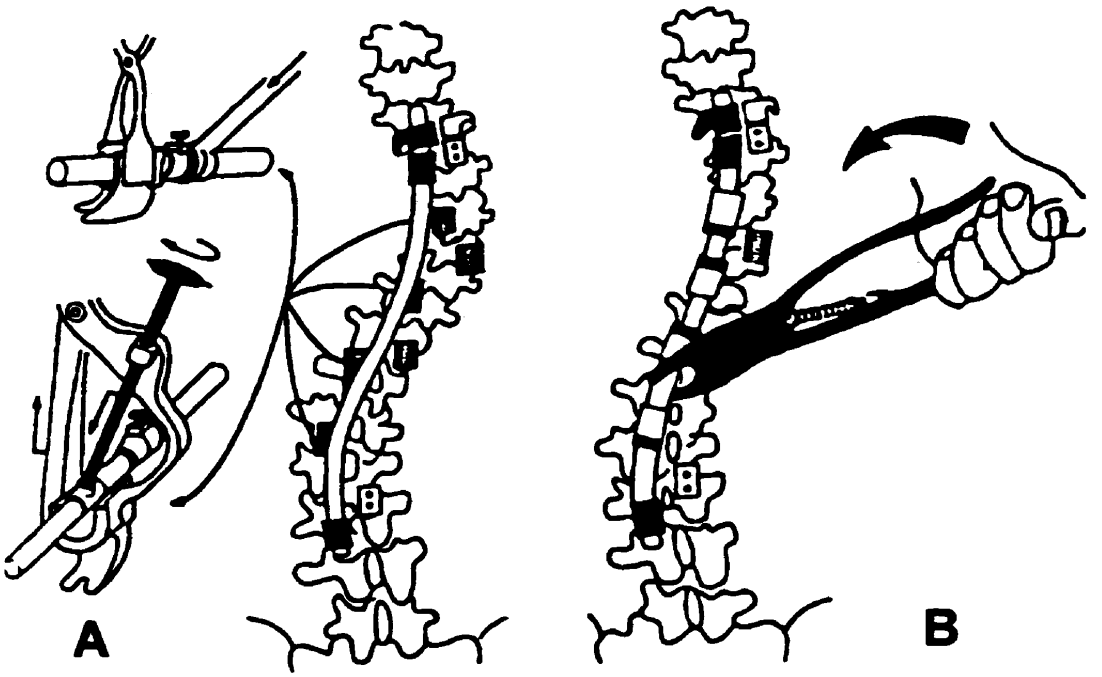


Figure 1.16: Manoeuvres chirurgicales Cotrel-Dubousset (tirée de Cotrel et Dubousset, 1992);
A) Insertion de la première tige dans les crochets et vis;
B) Rotation de la première tige

Une seconde tige est insérée et fixée à l'aide de crochets et vis du côté de la convexité de la courbure scoliotique afin de permettre l'application de compression sur le rachis. Les deux tiges sont alors reliées entre elles et la rigidité du système améliorée à l'aide de mécanismes de fixation transversaux (DTT). L'ensemble des implants forme donc une structure rectangulaire fournissant une grande stabilité et rigidité à la fixation du rachis. Après l'instrumentation, un test de réveil est effectué pour évaluer la possibilité d'endommagement neurologique. Ce test consiste à vérifier la capacité du patient à effectuer un mouvement volontaire des mains et des pieds. Si le test n'est pas réussi, il

y a dommage neurologique et l'instrumentation doit être enlevée. Autrement, la chirurgie peut être terminée en refermant le site opératoire.

Des instrumentations USS ont aussi été employées lors de ce projet. Les techniques chirurgicales pour cette instrumentation correspondent globalement à celles décrites ci-dessus. Les principales différence avec l'instrumentation Cotrel-Dubousset concernent les pathologies spinales pouvant être traitées. En effet, l'instrumentation Cotrel-Dubousset est employée pour la correction postérieure de la scoliose alors que l'instrumentation USS peut aussi être employée pour traiter les tumeurs, les traumatismes et les déformations rachidiennes.

Plusieurs complications sont associées à la fusion rachidienne avec instrumentation (Antuña et coll., 1997; Birch et coll., 1988; Cotrel et coll., 1988; Denis, 1988; Lenke et coll., 1992; Moe et coll., 1987). Pendant la chirurgie, on peut retrouver, entre autres, l'arrêt cardiaque, les pertes de sang excessives, les dommages neurologiques et les fractures osseuses lors de l'insertion des implants (particulièrement les vis). D'autres complications peuvent survenir suivant l'intervention chirurgicale. Les complications post-opératoires ayant lieu peu après la chirurgie incluent des problèmes neurologiques, des problèmes pulmonaires, l'infection de la plaie, de la rétention urinaire et le délogement de l'instrumentation (Moe et coll., 1987).

Certaines complications plus tardives peuvent aussi survenir. Tout d'abord, il peut y avoir de la pseudarthrose, c'est à dire non-fusion de certains niveaux vertébraux. Cette

complication se retrouve surtout au niveau lombaire (particulièrement T_{11}-L_1 et L_4-S_1) et chez les patients plus âgés. Les symptômes de pseudarthrodèse sont une perte de correction accompagnée de diminution de la hauteur du patient, des douleurs au dos, une augmentation des déformations et un bris d'instrumentation. Lorsque la fusion est effectuée avant la poussée de croissance, il peut y avoir allongement de la courbure scoliotique, inflexion de la zone fusionnée ou arrêt de croissance au niveau de la fusion. De plus, s'il y a arrêt de croissance postérieure mais poursuite de croissante antérieure, une lordose peut être créée au niveau de la fusion. Finalement, l'instrumentation peut aussi se déplacer ou se briser.

D'autres problèmes peuvent aussi être associés aux corrections des courbures à l'aide de l'instrumentation Cotrel-Dubousset. On peut noter, dans certains cas, une perte de correction (Antuña et coll., 1997) ou une progression des courbures plusieurs mois après l'intervention chirurgicale sans la présence de pseudarthrose (aussi appelé le "crankshaft phenomenon"; Dubousset et coll., 1989). Un déséquilibre rachidien ainsi que des translations latérales post-opératoires excessives du thorax (décompensation) dans la direction de la concavité de la courbure scoliotique (particulièrement dans les cas de scoliose idiopathique thoracique droite) ont aussi été observés (Bridwell et coll., 1991; Floman et coll., 1982; Lenke et coll., 1992; Mason & Carango, 1991; Richards et coll., 1989; Thompson et coll., 1990). De plus, il a été démontré que l'orientation 3D de la vertèbre apicale n'est pas significativement corrigée (Krismer et coll., 1992; Labelle et coll., 1995a; Lenke et coll., 1992), mais qu'une dérotation en bloc

du rachis est effectuée comme en témoigne l'orientation post-opératoire du plan de déformation maximale (Labelle et coll., 1995b).

Des études effectuées à partir de données peropératoires ont confirmé cette réorientation globale des courbures scoliotiques sans effet important sur les orientations vertébrales (Labelle et coll., 1995a). Ces études ont aussi démontré qu'une partie significative de la correction (entre 37% et 50%) peut être attribuée à la position couchée du patient, à l'anesthésie et à l'exposition de la zone à instrumenter (Delorme et coll., 1998; Labelle et coll., 1995a). Malgré toutes ces difficultés et la complexité des corrections obtenues, les résultats à long terme de l'intervention chirurgicale avec instrumentation Cotrel-Dubousset offrent généralement une correction satisfaisante pour les patients (Lenke et coll., 1998) et supérieure à celle obtenue avec l'instrumentation Harrington (Behensky et coll., 1998).

Puisque la raison principale de consultation pour des déformations est cosmétique, des techniques chirurgicales cherchant à corriger les déformations apparentes ont été développées. Par exemple, la résection des côtes, qui consiste à enlever des sections de 6 à 8 côtes, permet de réduire la gibbosité et donc d'améliorer l'esthétique du patient. Cette procédure, lorsque jumelée à une fusion rachidienne, augmente la flexibilité et facilite la correction du rachis. Toutefois, ce type de procédure implique un débalancement des forces transmises par la cage thoracique, ce qui peut provoquer une augmentation subséquente des déformations rachidiennes.

1.3- Modélisation du rachis scoliotique

Cette section traite de la modélisation mathématique du rachis scoliotique afin de simuler les manoeuvres chirurgicales. Elle est divisée en trois parties, soit la classification des modèles, la description des approches de modélisation existantes dans la littérature et une revue plus exhaustive des modèles biomécaniques employés par le groupe de recherche de l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal et les chercheurs de l'Université du Vermont.

1.3.1- Classement des modèles

La modélisation biomécanique permet d'étudier le comportement d'une structure anatomique. Toutefois, ces structures peuvent être soumises à différents chargements, ce qui implique l'usage de différents types de modèle. Selon Roussel et coll. (1982), ces modèles mathématiques peuvent se classifier dans trois catégories, soit géométrique, cinématique ou cinétique. Cette dernière catégorie est divisé en deux, soit les modèles cinétiques statiques et dynamiques.

Les modèles géométriques traitent de la configuration dans l'espace d'une structure anatomique. Ces modèles ne permettent pas la simulation de chargements ou de déplacements, mais sont plutôt employés pour la visualisation. Les modèles cinématiques concernent les mouvements relatifs des corps rigides. Ils ne tiennent pas compte de la déformation de leurs composantes, mais seulement des déplacements dans l'espace. Les modèles cinétiques permettent l'analyse des forces agissant sur une structure. La sous-catégorie des modèles statiques sert à l'étude des cas où les

accélérations sont considérées comme négligeables. Typiquement, ce type de modèle est employé pour simuler une charge appliquée jusqu'à ce que l'équilibre des forces soit atteinte. En revanche, les modèles dynamiques traitent des situations où ces accélérations ont un effet significatif sur la structure. Généralement, ce type de modèle est utilisé pour l'étude d'impacts ou d'accélérations importantes. La modélisation cinétique avec mécanismes flexibles (aussi appelé multi-corps flexibles) combine l'étude du déplacement des corps rigides à l'analyse des forces sur les éléments déformables.

1.3.2- Approches de modélisation existantes

La modélisation biomécanique informatisée du rachis scoliotique pour fins de simulations chirurgicales a déjà été effectuée par plusieurs auteurs (Gardner-Morse et coll., 1996; Ghista et coll., 1988; Goel et coll., 1988; Leborgne et coll., 1998a; Matsumoto et coll., 1992; Stokes et coll., 1995; Subbaraj et coll., 1989; Viviani et coll., 1986). Ces modèles biomécaniques comportent deux types d'informations: géométrique et mécanique. Des chargements (forces, déplacements et conditions limites) peuvent ensuite être appliqués sur le modèle afin de reproduire les sollicitations qui lui sont appliquées. Les données géométriques peuvent être paramétrisées de manière à contrôler certains aspects spécifiques (par exemple, la taille des vertèbres ou la sévérité des courbures scoliotiques) ou personnalisées à la géométrie de patients réels. Dans ce dernier cas, les données sont obtenues à l'aide de techniques d'imagerie médicale (radiographie, photogrammétrie avec repères externes, CT-scan, résonance magnétique) soit en 2D ou en 3D.

Les propriétés mécaniques sont généralement tirées de données expérimentales (par exemple, Andriacchi et coll., 1974; Panjabi et coll., 1976; Lavaste, 1990) ou de valeurs utilisées dans d'autres modèles. Des expérimentations peuvent aussi être conçues et effectuées par les auteurs de modèles afin d'obtenir des données manquantes, comme par exemple les dimensions des corps vertébraux (Skalli et coll., 1993). Ces données sont généralement mesurées in vitro sur des spécimens cadavériques. Ils peuvent différer des valeurs in vivo à cause, notamment, de problèmes techniques reliés aux méthodes expérimentales comme le préconditionnement des tissus (Panjabi et coll., 1976). De plus, les données in vitro ne sont pas personnalisées au patient. Certains modèles combinent des mesures effectuées lors de tests de traction ou d'inflexion latérales sur les patients aux simulations afin d'obtenir des propriétés biomécaniques in vivo et personnalisées pour leur modèle (Ghista et coll., 1988; Le Borgne et coll., 1998b; Subbaraj et coll., 1989; Viviani et coll., 1986). Pour ce faire, des mouvements contrôlés sont effectués par les patients et mesurés. Des mouvements correspondants sont simulés à l'aide des modèles, et leurs propriétés mécaniques sont modifiées de manière à reproduire les mesures expérimentales.

Les données géométriques et mécaniques doivent ensuite être combinées à l'aide de relations mathématiques représentant le comportement biomécanique des structures anatomiques modélisées. Par exemple, Noone et al. (1991) modélisent le rachis comme une poutre régie par les équations de la résistance des matériaux. La méthode des éléments finis (Cook et coll., 1989; Ghista, 1982) est employée dans la plupart des

modèles recensés dans la littérature (Baker et coll., 1996; Gardner-Morse et coll., 1994, 1996; Ghista et coll., 1988; Goel et coll., 1988; Leborgne et coll., 1998a; Matsumoto et coll., 1992; Patwardhan et coll., 1991; Skalli et coll., 1993; Stokes et coll., 1992a, 1993, 1995; Subbaraj et coll., 1989; Viviani et coll., 1986). Sommairement, cette méthode numérique consiste à subdiviser les structures anatomiques en régions discrètes. Ces régions sont modélisées par des éléments mécaniques (poutres, ressorts, etc.) définis à l'aide des données géométriques et biomécaniques mentionnées dans les paragraphes précédents. Les contraintes et déformations présentes dans chacun de ces éléments sont déterminées à l'aide de l'équation [F] = [K] [d], où [F] correspond aux forces appliquées, [K] caractérise la rigidité (calculée à partir de la géométrie et des propriétés mécaniques) et [d] représente les déplacements. Une méthode matricielle itérative permet ensuite la résolution simultanée des équations pour toutes les régions. Les grands déplacements et déformations associés aux manoeuvres chirurgicales peuvent introduire des erreurs numériques ou des problèmes de convergence lors de la résolution des simulations (Stokes et coll., 1998)

L'introduction d'un modèle dans un environnement implique l'imposition de conditions externes (ou conditions limites) afin de le fixer dans l'espace et de rendre le système d'équations déterminé. Ces conditions sont choisies afin de reproduire au mieux l'interaction du modèle avec son environnement. Pour les simulations des manoeuvres chirurgicales, certaines méthodes de simulation permettent seulement la rotation dans le plan sagittal pour l'extrémité inférieure du rachis et la translation crâniale-caudale pour l'extrémité supérieure (Ghista et coll., 1988; Noone et coll., 1991; Subbaraj et coll.,

1989; Viviani et coll., 1986). D'autres approches permettent aussi la rotation dans le plan sagittal pour l'extrémité supérieure (Stokes et Gardner-Morse, 1992a, 1993, 1995), ou encore laissent libre la rotation en flexion-extension, la rotation en inflexion latérale et la translation selon l'axe crânial-caudal des extrémités du rachis tout en bloquant la translation verticale de la vertèbre apicale (Baker et coll., 1996; Gardner-Morse et Stokes, 1994).

Enfin, les manoeuvres chirurgicales doivent aussi être reproduites par l'approche de modélisation. Pour ce faire, deux techniques sont employées. La première consiste à appliquer des forces/moments représentant les manoeuvres directement sur le modèle du rachis (Ghista et coll., 1988; Subbaraj et coll., 1989; Viviani et coll., 1986). La seconde technique est la modélisation de l'instrumentation. Les manoeuvres sont ensuite reproduites en appliquant des forces et/ou des déplacements sur l'instrumentation modélisée. Par exemple, Gardner-Morse et Stokes (1994) produisent la rotation d'une tige Cotrel-Dubousset à l'aide de l'application d'un moment alors que Le Borgne et coll., (1998) simulent cette manoeuvre en imposant une rotation autour d'un axe mobile.

La validation de ces approches de modélisation est généralement effectuée en comparant les résultats des simulations à des indices cliniques: angles de Cobb, rotations vertébrales, allongement du rachis, etc. Les données utilisées pour fins de comparaison peuvent être tirées de la littérature, ou provenir de mesures peropératoires (Lecire et coll., 1998) ou post-opératoires (Gardner-Morse et Stokes, 1994). Dans le cas de Noone et coll. (1991), la validation a été produite en

comparant les résultats simulés à un modèle plus complexe préalablement validé (Ghista et coll., 1988) avec des indices géométriques et des mesures de forces peropératoires appliquées sur l'instrumentation.

1.3.3- Modèle géométrique utilisé dans ce projet

Cette section décrit le modèle géométrique employé pour personnaliser les modèles biomécaniques utilisés dans ce projet. Elle est divisée en deux parties: les techniques de reconstruction et de modélisation 3D et les techniques peropératoires.

1.3.3.1- Reconstruction et modélisation 3D

Les données utilisées pour la reconstruction pré et post-opératoire de la géométrie des patients proviennent de l'examen radiographique du patient. Cette évaluation comporte la prise de trois radiographies: postéro-antérieure (PA), postéro-antérieure à incidence de 20° vers le bas et latérale. Un appareil de positionnement servant à immobiliser le patient permet l'accès aux sujets mesurant entre 1.00 et 1.85 m. Cet appareil (figure 1.17) est composé d'un cadre métalique, d'un objet de calibrage, de supports coussinés pour le patient et d'un plancher tournant (pour permettre la rotation sans mouvement du patient pour les radiographies latérales). L'objet de calibrage, aussi représenté à la figure 1.17, est composé de deux plaques en acrylique dans lesquelles sont incrustées une trentaine de billes d'acier radio-opaques de 2mm de diamètre. Ces plaques sont placées parallèlement au plan du film radiographique, à l'avant et l'arrière du patient. Les coordonnées 3D de chacune des billes sont connues avec une précision de 0.4mm (Dansereau et coll., 1990).

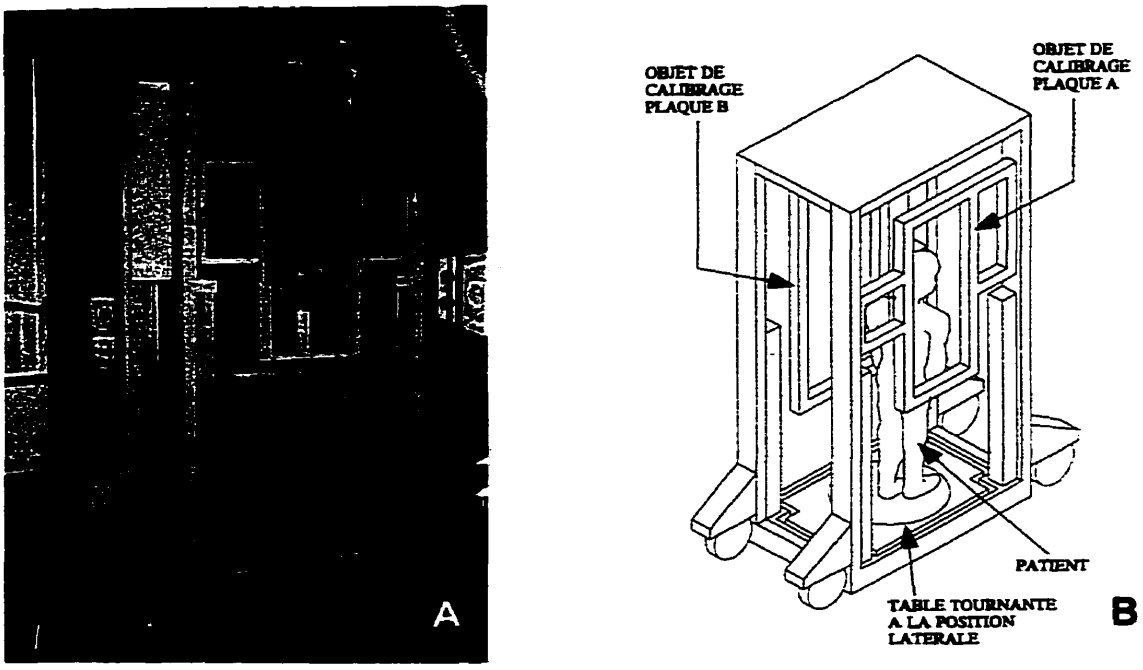


Figure 1.17: Appareils de positionnement et de calibrage; A) Photo; B) Schéma

À partir de ces radiographies, une technique de reconstruction stéréoradiographique (Dansereau et coll., 1990; André & Dansereau, 1991) permet de reconstruire géométriquement la structure osseuse du thorax d'un patient spécifique (fichier o3). Cette technique utilise l'algorithme DLT (Direct Linear Transformation (Marzan, 1976)) pour calculer les coordonnées spatiales de repères anatomiques. L'erreur moyenne de cette technique utilisée avec cet objet de calibrage est de 0.56 mm dans des conditions optimales (repères complètement radio-opaques, sans matière obstruant les rayons X) (Dansereau et coll., 1990), mais elle grimpe à 2 mm et plus pour les repères anatomiques osseux du corps humain (André et coll., 1992; Aubin et coll., 1997). Une variante de l'algorithme DLT a été mise au point (Dansereau & Stokes, 1988) pour reconstruire la ligne médiane des côtes. La technique de reconstruction du bassin a été mise au point par Gauvin (1996).

Plusieurs repères anatomiques doivent être numérisés d'après les images radiographiques (logiciel NAO; Beauchamp et coll., 1992) pour permettre l'utilisation de l'algorithme DLT. La liste de ces repères ainsi que les clichés radiographiques utilisés sont présentés au tableau 1.1. Les billes de l'objet de calibrage sont aussi numérisées pour permettre de déterminer les paramètres de l'algorithme DLT.

Tableau 1.1: Repères anatomiques et clichés radiographiques employés pour la numérisation des structures anatomiques

Structure anatomique	Clichés radio-graphiques	Repères numérisés
Vertèbres	PA-0° PA-20° Latéral	• Centre des plateaux supérieur et inférieur • Extrémités inférieure et supérieure des pédicules
Côtes	PA-0° PA-20°	• 11 points sur la ligne médiane de chaque côte
Sternum	PA-0° PA-20° Latéral	• 4 rondelles métaliques collées sur la peau du patient avant les radiographies
Bassin	PA-0° Latéral	• Extrémités antérieure, supérieure et postérieure des crêtes iliaques • Ailerons • Extrémités droite, gauche, antérieure, postérieure et centre du plateau supérieur de S_1 • Apophyses articulaires supérieures de S_1 • Apophyses épineuses de S_1 à S_3 • Extrémité du coccyx • Sommets des cotyles

Un algorithme de correction (Dansereau et coll., 1993) est ensuite appliqué aux coordonnées des repères anatomiques reconstruits avec l'algorithme DLT. Cette correction consiste à corriger la position des repères reconstruits en appliquant un lissage basé sur une série de Fourier optimisée par moindres carrés qui passe par le centroïde des pédicules. L'extension des fichiers provenant de cette correction est co3.

Afin d'obtenir une représentation visuellement plus réaliste des structures reconstruites (figure 1.18), une technique de modélisation géométrique (Aubin et coll., 1995a) basée sur des reconstruction tomographiques (de Guise & Martel, 1988) a été mise au point. Pour chaque composante anatomique, des transformations géométriques sont établies entre les points sur les modèles surfaciques et les repères anatomiques reconstruits. Ces transformations, déterminées à l'aide d'une approche de krigeage dual (interpolation statistique basée sur le meilleur estimateur linéaire non biaisé) (Trochu, 1993) avec dérive et covariance linéaires, permettent de déformer les modèles surfaciques selon les repères anatomiques reconstruits. La procédure de génération du modèle géométrique est résumée à la figure 1.19.

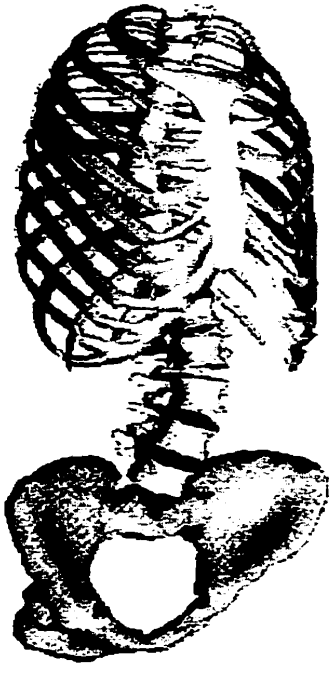


Figure 1.18: Modèle géométrique

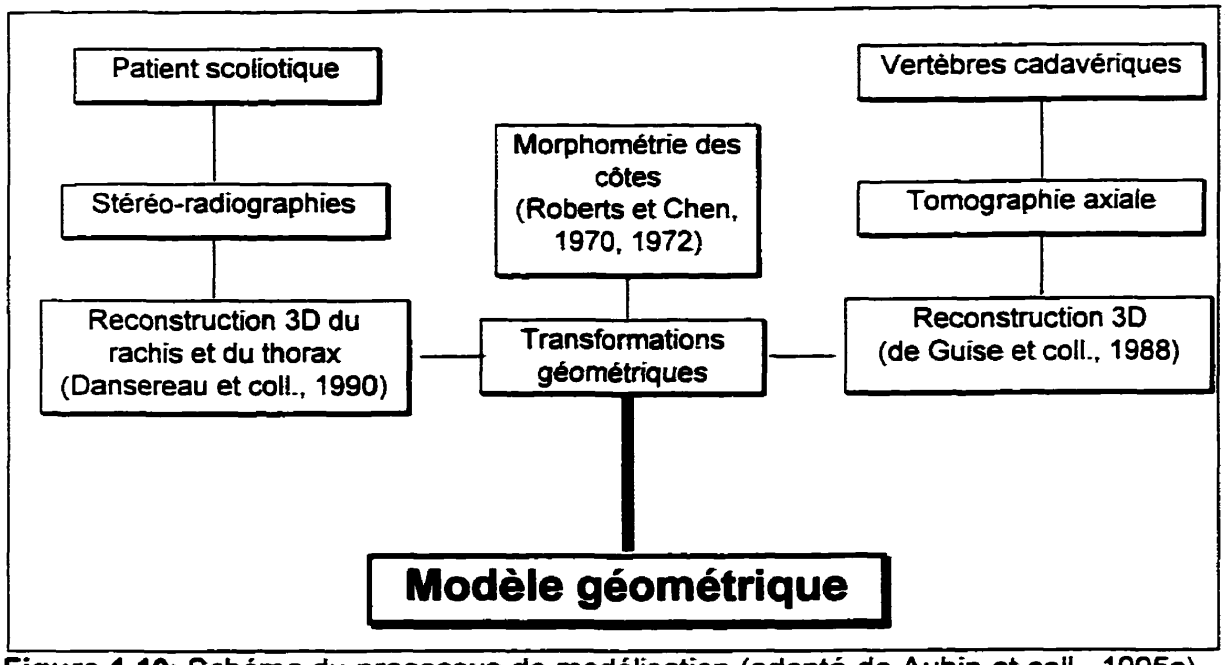


Figure 1.19: Schéma du processus de modélisation (adapté de Aubin et coll., 1995a)

1.3.3.2- Mesures et modélisation peropératoires

Traditionnellement, la documentation des corrections de la géométrie spinale de patients scoliotiques est effectuée avant et après le traitement. Ceci une évaluation des corrections réelles obtenues. Par ailleurs, dans le cas d'une intervention chirurgicale, l'acquisition de données peropératoires peut servir à :

- l'utilisation de systèmes de chirurgie assistée par ordinateur. Par exemple, les systèmes de visée pédiculaire (Amiot et coll., 1995, 1996, 1997; Carl et coll., 1997; Glossop et coll., 1996; Kalfas et coll., 1995; Laine et coll., 1997; Merloz et coll., 1997;

Nolte et coll., 1995) peuvent augmenter la précision du chirurgien lors de l'insertion de vis pédiculaires;

- l'étude de la biomécanique et des résultats cliniques associés aux mécanismes de correction chirurgicale de la scoliose (Ghanem et coll., 1997; Labelle et coll., 1995a);
- la personnalisation et l'évaluation de modèles biomécaniques utilisés pour la simulation des manoeuvres chirurgicales (Ghista et coll., 1988; Subbaraj et coll., 1989; Viviani et coll., 1986).

Ces mesures peuvent inclure les positions et déplacements vertébraux, les positions et déplacements de l'instrumentation ainsi que les forces appliquées sur le rachis.

Plusieurs techniques de mesure sont disponibles. Les approches par stéréotaxie (Carl et coll., 1997; Glossop et coll., 1996; Kalfas et coll., 1995; Nolte et coll., 1995) employent un pointeur émettant de la lumière ou des ultrasons qui sert à numériser les repères sélectionnés. Cette approche est bien adaptée à la visée pédiculaire puisqu'elle n'encombre pas le champ opératoire et que les émetteurs peuvent se fixer directement sur les outils du chirurgien. Toutefois, l'utilisation d'un numériseur dynamique additionnel s'impose pour tenir compte des mouvements du patient comme par exemple la respiration. De plus, pour la numérisation de points précis, cette approche nécessite un repositionnement du pointeur à chaque mesure.

Les approches opto-électroniques (Ghanem et coll., 1997; Glossop et Hu, 1997; Godillon et coll., 1995; Laine et coll., 1997; Liu et coll., 1997) employent des caméras infrarouges pour suivre les mouvements de marqueurs réfléchissants qui sont fixés sur le patient. Ces approches permettent une mesure continue des positions des marqueurs sans intervention du chirurgien. Toutefois, les lumières du champ opératoire doivent être éteintes lors des acquisitions étant données les composantes infrarouges de ces sources lumineuses. De plus, le champ opératoire est plus encombré par la présence constante des marqueurs. Certaines mesures sont difficiles à interpréter étant données la superposition possible des marqueurs et les vibrations associées aux manoeuvres chirurgicales. L'amplitude de ces vibrations est parfois de l'ordre de grandeur des déplacements à mesurer. Enfin, le processus de stérilisation endommage les marqueurs, ce qui occasionne des coûts supplémentaires associés à leur remplacement.

Des jauges et transducteurs peuvent aussi être fixés sur les instruments du chirurgien (par exemple, les forceps) afin de mesurer les forces et les déplacements (Duke et coll., 1998; Ghista et coll., 1988; Subbaraj et coll., 1989; Viviani et coll., 1986). Cette méthode limite les mesures à l'endroit où le chirurgien applique des chargements sur le rachis, et certains problèmes de calibration peuvent être rencontrés (Viviani et coll., 1986).

Pour ce projet, la reconstruction de la géométrie peropératoire de patients scoliotiques s'effectue en deux temps: la prise de données et le traitement de ces mesures. Deux appareils sont disponibles pour mesurer des données en salle d'opération: le numériseur électromagnétique et le système de radiographies conventionnelles portatif.

1.3.3.2.1- Numériseur électromagnétique

La première méthode consiste à employer un numériseur électromagnétique Flock of Birds (Ascension Technology, Burlington USA) pour mesurer les repères anatomiques pendant l'intervention chirurgicale (Bellefleur et coll., 1994; Labelle et coll., 1995). Le numériseur comporte un émetteur, un récepteur, un contrôleur et un ordinateur (figure 1.20 A). L'émetteur de champ magnétique est placé sous le patient, légèrement à sa gauche. Le système d'axes qui lui est associé est le suivant: X vers la droite du patient, Y vers les pieds et Z selon l'orientation postéro-antérieure du patient. Le récepteur capte les signaux du champ magnétique et transmet sa position et son orientation tridimensionnelle par rapport au centre de l'émetteur. La résolution de lecture du récepteur est de 0.76mm pour la position et de 0.1° RMS pour l'orientation (Bellefleur et coll., 1994). En salle d'opération, ce système est peu affecté par les matériaux des instruments chirurgicaux (Milne et coll., 1996) et la précision des mesures est peu influencée (0.88mm sur la position et 0.55° RMS; Bellefleur et coll., 1993). Le contrôleur assure la liaison entre le système de mesure et l'ordinateur qui enregistre les

mesures. Un pointeur stérile (figure 1.20 B) est fixé sur le récepteur afin de permettre la prise de mesures directement sur le patient lors de la chirurgie. Avant toute mesure, une procédure de calibrage doit être suivie pour la position et pour l'orientation. La position est calibrée en mesurant un point identique avec plusieurs orientations différentes du pointeur. Le calibrage de l'orientation est effectué en insérant le pointeur dans un boîtier de plastique (figure 1.20 C) et en mesurant un point identique avec le pointeur à 4 reprises. Pour ces mesures, le récepteur est successivement placé aux positions de calibrage identifiées par les lettres A, B, C et D (intervalles de 90°).

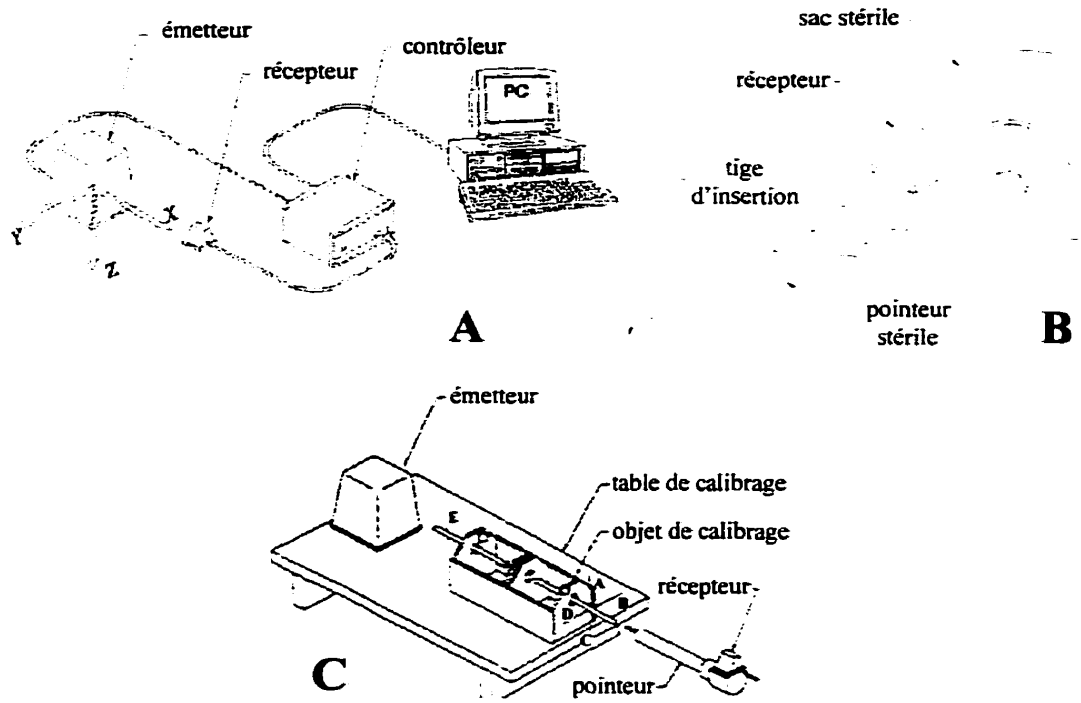


Figure 1.20: Numérisateur électromagnétique (tiré de Bellefleur et coll., 1994)
A) Montage; B) Pointeur strérile; C) Appareil de calibrage

Les repères anatomiques mesurés avec le numériseur électromagnétique se trouvent sur les éléments postérieurs des vertèbres. La technique de mesure originale incluait le forage de trous le long de l'axe longitudinal de l'apophyse épineuse des vertèbres exposées (Bellefleur et coll., 1994). Les mesures étaient prises en insérant l'extrémité du pointeur dans chacun de ces trous. Une seconde technique comportant des mesures sur les apophyses épineuses, les apophyses transverses, les apophyses articulaires et les lames vertébrales a été développée. Elle permet de reconstruire la position du centroïde des corps vertébraux ainsi que sur l'orientation des vertèbres à partir d'une technique de recalage point-surface (Brodeur et coll., 1997; Mac-Thiong et coll., 1998).

Pour employer la technique de recalage, des surfaces (comportant 100 points) correspondantes au repères anatomiques mesurés sont définies et générées sur une reconstruction 3D pré-opératoire du patient (décrite à la section 1.3.3.1). Le nombre de surfaces définies dépend du niveau vertébral mesuré (figure 1.21): 5 surfaces (apophyse épineuse (AÉ), apophyses transverses (AT) et lames (L)) de T_1 à T_{11} et 8 surfaces (régions supérieure (AÉS) et inférieure (AÉI) de l'apophyse épineuse, apophyses articulaires (AA) et lames (L)) de T_{12} à L_5. Un algorithme génère ensuite la matrice de transformation rigide qui minimise par moindres carrés l'erreur entre les surfaces définies sur le modèle géométrique pré-opératoire et les mesures peropératoires pour chacune des vertèbres individuellement. Cette matrice de transformation est finalement appliquée à la vertèbre correspondante de la

reconstruction pré-opératoire. Des erreurs moyennes de 5.3 mm associées aux mesures et à la méthode de recalage sont rapportées par Mac-Thiong et coll., 1998.

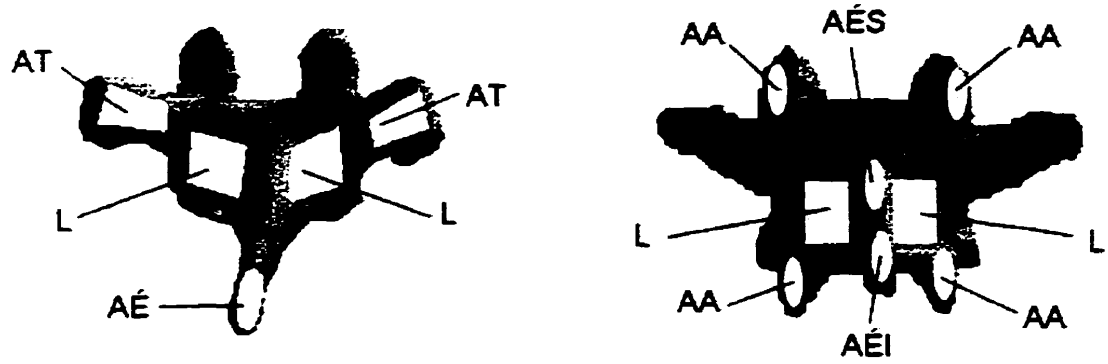


Figure 1.21: Surface définies sur les vertèbres (adapté de Mac-Thiong et coll., 1998)

À l'aide d'un adaptateur reproduisant la forme circulaire de la tige (diamètre spécifique), des mesures sur l'instrumentation peuvent aussi être effectuées. Lorsque cet adaptateur est fixé à l'extrémité du pointeur (figure 1.22 A) à l'aide d'une vis, le numériseur doit être à nouveau calibré. Pour ce faire, un objet de calibrage composé d'un cylindre horizontal monté sur une base fixe par rapport à l'émetteur est employé. Deux mesures sont prises sur le cylindre avec des orientations différentes du pointeur. Puis, le récepteur est orienté dans la direction opposée (rotation du pointeur de 180° autour de son axe longitudinal), et deux nouvelles mesures sont prises (figure 1.22 B). Puisqu'aucun repère n'est visible sur la tige, les mesures sont généralement prises près des crochets et vis qui y sont accrochés. Deux mesures sont prises en appuyant l'adaptateur de chaque côté du crochet ou de la vis. En moyennant les coordonnées 3D de ces mesures, les points d'insertion des crochets et vis sur la tige sont calculés.

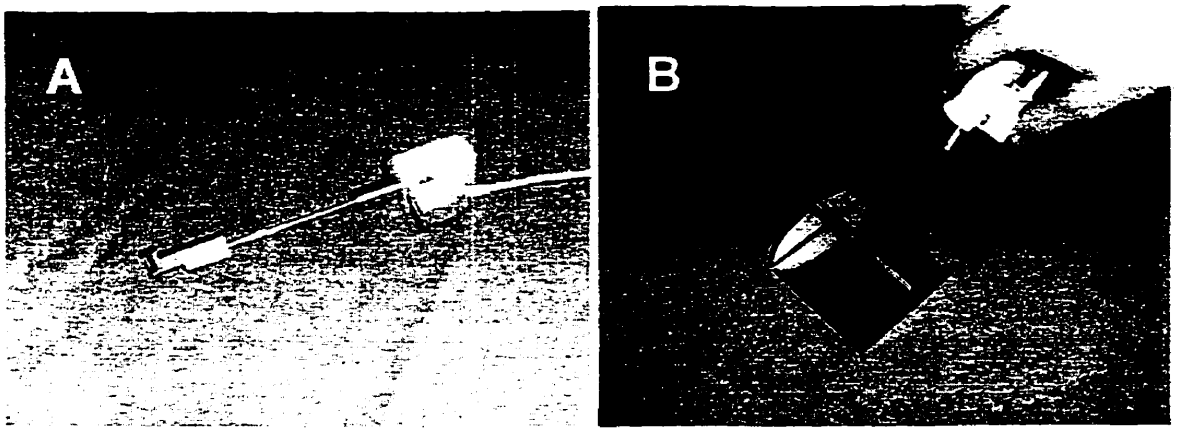


Figure 1.22: Adaptateur à tige; A) fixé sur le pointeur; B) Calibrage

1.3.3.2.2- Radiographies peropératoires

La seconde technique d'acquisition de données peropératoires est la reconstruction radiographique multi-vues. En salle d'opération, un appareil radiographique portatif est utilisé pour prendre deux clichés: postéro-antérieur et latéral. Toutefois, la nécessité d'un champ opératoire libre pour le chirurgien empêche l'utilisation de l'objet de calibrage décrit à la section 1.3.3.1. Pour pallier à ce problème, un objet de calibrage en aluminium dans lequel sont incrustées 15 billes en acier (figure 1.23) est combiné avec une approche d'autocalibrage (Cheriet et coll., 1998a).

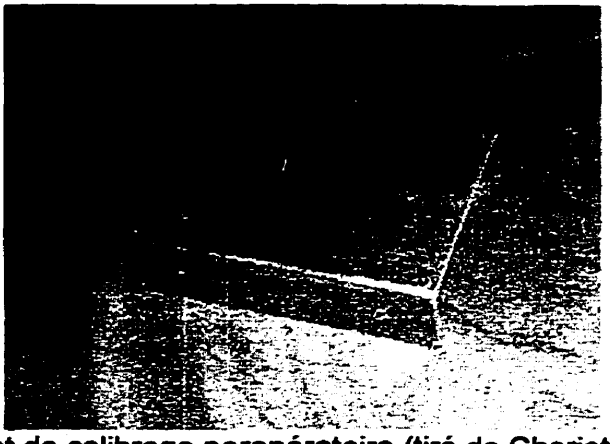


Figure 1.23: Objet de calibrage peropératoire (tiré de Cheriet et coll., 1998b)

En résumé, l'approche d'autocalibrage consiste à définir des matrices de calibrage pour chaque cliché radiographique à partir de paramètres géométriques des appareils de radiographie. Ces matrices peuvent être décomposées de la manière suivante:

$$M(\xi) = P(x_p, y_p, c_x, c_y) \bullet R(\alpha, \beta, \gamma) * T(X_S, Y_S, Z_S)$$

où $\xi = (X_S, Y_S, Z_S, \alpha, \beta, \gamma, x_p, y_p, c_x, c_y)$ correspondent aux paramètres géométriques. Ces paramètres sont:

- x_p, y_p: coordonnées de la source de rayons X projettées dans le plan de la radiographie;
- c_x, c_y: facteur d'échelle dans les directions X et Y;
- α, β, γ: angulation entre les systèmes d'axes des radiographies et de l'objet de calibrage. Ces angles sont déterminés à partir de rotations consécutives autour des axes X, Y et Z globaux;
- X_S, Y_S, Z_S: coordonnées de la source de rayons X par rapport au système de coordonnées global.

Chacun de ces paramètres est déterminé en minimisant la différence RMS entre les projections observées et analytiques de points de référence de manière itérative à l'aide de l'algorithme Levenberg-Marquardt. Des estimés initiaux près des valeurs réelles sont aussi requis afin d'éviter les minimums locaux et d'obtenir une solution valable. Les erreurs maximales obtenues avec cette technique pour des marqueurs radio-opaques sont de 0.6mm RMS (Cheriet et coll., 1998b).

Les clichés radiographiques conventionnels sont introduits sur ordinateur à l'aide d'un scanner. Les repères anatomiques présentés à la section 2.1 sont numérisés sur les

vertèbres visibles avec le logiciel NAO (Beauchamp et coll., 1992). Puis, la technique d'autocalibrage est employée pour calculer les coordonnées spatiales des repères anatomiques. Suite à la mesure et au traitement des données, la géométrie plus détaillée des structures anatomiques peut être obtenue à l'aide de la méthode décrite à la section 1.3.3.1.

1.3.4- Modèles biomécaniques utilisés dans ce projet

Deux modèles biomécaniques par éléments finis (MÉF) sont employés par le groupe de recherche de l'Hôpital Sainte-Justine et les chercheurs de l'Université du Vermont. Ils ont tous deux été développés avec le logiciel ANSYS (Ansys Inc., USA), et emploient les non-linéarités de manière à tenir compte des grands déplacements du thorax.

1.3.4.1- Modèle S3D3

Le modèle S3D3 (Aubin et coll., 1995a; Gauvin, 1996; Descrimes et coll., 1995b) (figure 1.24) a été réalisé dans le cadre d'une collaboration entre l'École Polytechnique de Montréal et l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers de Paris. Il comporte une représentation détaillée de la partie postérieure du rachis tout en respectant les contraintes liées aux capacités informatiques et au calcul numérique. Ce modèle des vertèbres thoraciques et lombaires, de la cage thoracique, du sternum et du bassin est constitué d'environ 1500 noeuds et 3000 éléments. La modélisation géométrique associée à ce modèle est expliquée à la section 1.3.3.

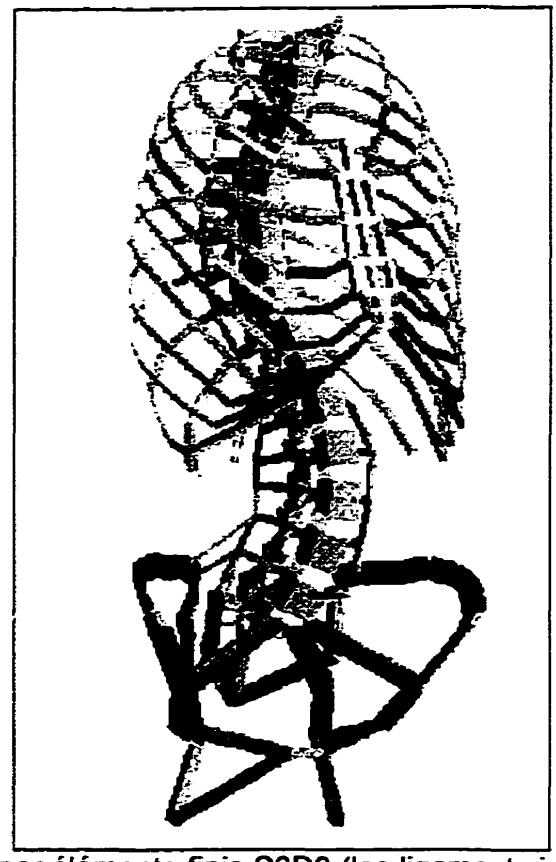


Figure 1.24: Modèle par éléments finis S3D3 (les ligaments intercostaux ne sont pas affichés pour fins de clarté)

À l'aide des données géométriques, une discrétisation en éléments finis est effectuée. Les vertèbres (figure 1.25) sont représentées par un ensemble de poutres 3D modélisant le corps vertébral, l'axe médian des pédicules, les apophyses articulaires, épineuses et transverses, les lames et enfin la liaison entre le centroïde du corps vertébral et les facettes articulaires costo-vertébrales. Les ligaments du groupe postérieur (ligaments jaunes, inter-transversaires, inter-épineux et sur-épineux) sont aussi inclus dans la modélisation vertébrale sous forme de ressorts linéaires dont la raideur dépend du niveau vertébral. Les facettes articulaires sont représentées par une

combinaison d'éléments "coques" et de 16 éléments de contact point/surface. Ces surfaces sont soit planes (de T_1 à T_{11}) ou cylindriques (T_{12} à L_5), ce qui permet le mouvement de l'articulation selon la forme des facettes en vis-à-vis. Enfin, le comportement des capsules articulaires est reproduit par un ressort linéaire et les facettes sont reliées aux pédicules par le biais d'une poutre 3D. La liaison entre les vertèbres est assurée par la modélisation des disques intervertébraux à l'aide d'une poutre et d'un ressort (Portier et coll., 1993). Cette modélisation inclue aussi les ligaments communs postérieurs et antérieurs.

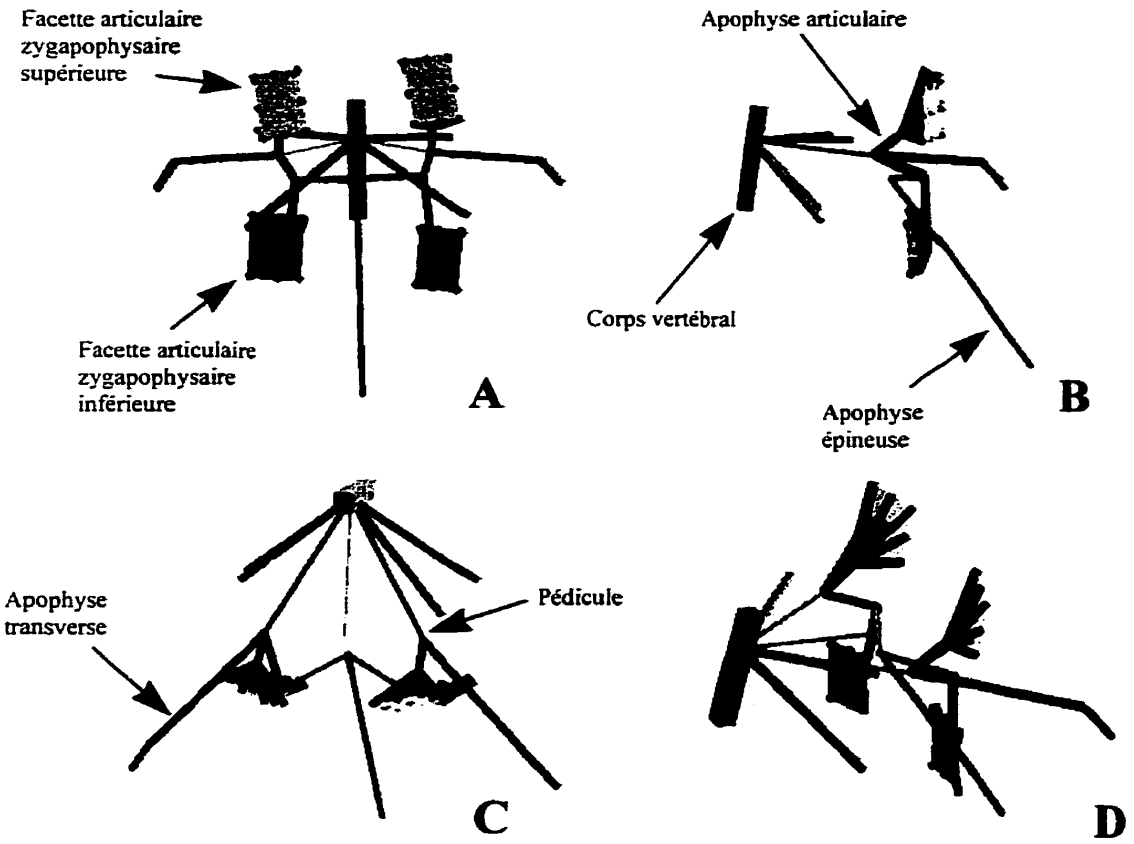


Figure 1.25: Vertèbre typique du MÉF S3D3; A) Vue postéro-antérieure; B)Vue latérale; C) Vue transverse; D) Vue isométrique

Les côtes, le sternum et la structure osseuse du bassin sont modélisés par des poutres tridimensionnelles. Les côtes sont reliées entre elles par des ressorts (ligaments intercostaux) et aux vertèbres par le biais de 4 poutres 3D au niveau des joints costo-vertébraux et costo-transverses. Ces poutres (représentant les capsules articulaires et ligaments costo-vertébraux et costo-transverses) relient la tête costale aux facettes costo-vertébrales des vertèbres sus et sous-jacentes, et la tubérosité costale aux facettes costo-transverses des vertèbres sus et sous-jacentes. La liaison entre les côtes et le sternum est modélisée par des poutres 3D représentant le cartilage costal. Au niveau du bassin, le sacrum est relié à la dernière vertèbre lombaire par le biais du disque intervertébral et des ligaments dont les détails de modélisation sont mentionnés ci-haut.

Les propriétés mécaniques de l'ensemble des éléments sont obtenus de la littérature (Fung, 1981; Goel et coll., 1978; Lavaste, 1990; Roberts & Chen, 1972) ou en ajustant les propriétés du modèle à des données expérimentales (Boudreault, 1994; Martin, 1990). Ces propriétés sont présentées au tableau 1.2 pour les poutres 3D et au tableau 1.3 pour les autres structures (disques intervertébraux, ligaments) de la modélisation vertébrale. Dans le cas des disques intervertébraux, cependant, les inerties sont évaluées selon leur géométrie (ellipse tronquée) de manière à différencier les comportements en inflexion latérale et en flexion/extension. De plus, les surfaces de contact ont une raideur de 500N/mm alors que les ressorts linéaires représentant les capsules articulaires comportent une raideur de 100 N/mm.

Tableau 1.2: Module d'Young des éléments poutres (tiré de Descrimes et coll., 1995b; Gauvin, 1996)

Structure modélisée	Module d'Young (MPa)
Corps vertébral	1000
Pédicule	5000
Apophyse épineuse	3500
Arc postérieur	1000
Côte	5000
Cartilage costo-chondral	480
Sternum	10000
Bassin et sacrum	17000
Liaison costo-vertébrale	35

Tableau 1.3: Caractéristiques mécaniques des disques intervertébraux et ligaments (tiré de Descrimes et coll., 1995b; Gauvin, 1996)

Niveau anatomique	Coefficient de Poisson du disque	Raideur du disque en flexion (Nm/degré)	Raideur du disque en torsion (Nm/degré)	Raideur ligamentaire (N/mm)
T1/T2	0.45	0.30	0.50	185
T2/T3	0.45	0.50	0.50	311
T3/T4	0.45	0.75	0.50	259
T4/T5	0.45	0.90	0.60	174
T5/T6	0.45	1.10	0.75	158
T6/T7	0.45	1.30	0.90	139
T7/T8	0.45	1.53	1.04	144
T8/T9	0.45	1.60	1.50	137
T9/T10	0.45	1.60	2.00	121
T10/T11	0.45	1.60	2.50	93
T11/T12	0.45	1.60	3.00	69
T12/L1	0.45	1.60	3.60	57
L1/L2	0.45	1.20	1.50	27
L2/L3	0.45	1.10	1.00	20
L3/L4	0.45	1.00	1.00	16
L4/L5	0.45	0.80	1.00	18
L5/S1	0.45	0.60	1.00	20

La validation de ce modèle comporte une étude de sensibilité sur la rigidité des ligaments costo-vertébraux, une comparaison du comportement des unités fonctionnelles avec des mesures expérimentales, une comparaison avec des tests de bending (Descrimes, 1995a) et une évaluation des simulations de traitements par corsets (Aubin, 1995c).

1.3.4.2- Modèle UVM

Le modèle de Stokes & Laible, 1990 (figure 1.26) a été développé à l'Université du Vermont et sera appelé modèle "UVM" dans ce travail. Les données géométriques utilisées pour la génération de ce modèle sont obtenues à l'aide de la technique stéréoradiographique décrite à la section 1.3.3.1. À partir de ces données, 6 noeuds (centroïde du corps vertébral, apophyses transverses, l'articulation entre la tête costale et la vertèbre, apophyse épineuse) sont définis pour représenter les vertèbres thoraciques et 4 (centroïde du corps vertébral, apophyses transverses, apophyse épineuse) pour les vertèbres lombaires. Onze noeuds permettent de définir chaque côte. Le sternum et cartilage costal sont reproduits à l'aide de 28 noeuds. Le modèle comporte un total de 336 noeuds à cause de certains points costaux et vertébraux coïncidents.

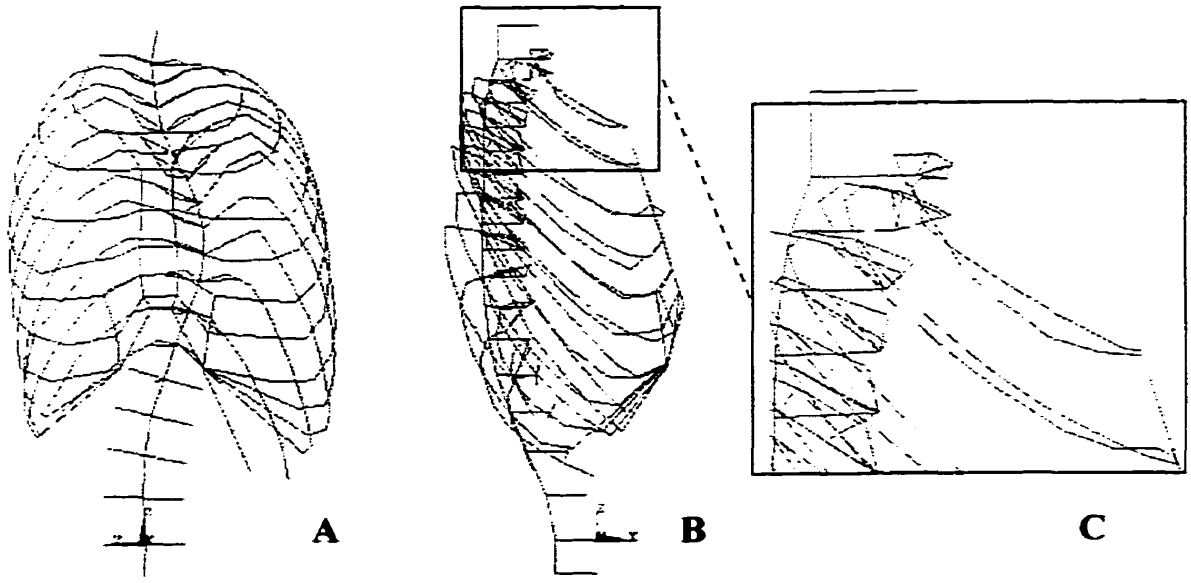


Figure 1.26: Modèle UVM; A) Vue postéro-antérieure; B) Vue sagittale; C) Vue rapprochée des ligaments intercostaux entre les deux premières paires de côtes

Plusieurs types d'éléments sont employés pour modéliser les différentes structures anatomiques. Les os (apophyses vertébrales, côtes, sternum) sont reproduits avec des éléments poutres. La modélisation des ligaments intercostaux est effectuée à l'aide d'une série de paires de ressorts croisés entre les côtes (figure 1.26 C). Les structures intervertébrales sont définies comme des éléments poutres. Enfin, le joint costo-transverse a été reproduit par une poutre flexible alors que l'articulation de la tête costale est modélisée par un joint sphérique (les trois rotations sont libres). Les têtes costales ont été considérées comme s'articulant seulement à leur vertèbre correspondante (ex.: 6e paire de côtes avec la vertèbre T_6).

Les propriétés biomécaniques pour ces éléments sont tirées et adaptées de la littérature à l'aide de simulations comparées à des résultats expérimentaux. La section

des côtes provient de Roberts et Chen (1972). Les rigidités des ressorts sont obtenus de différentes sources (Roberts & Chen, 1970; Fung, 1981), et leurs valeurs sont présentées au tableau 1.4. Dans le cas des ligaments intercostaux, une valeur intermédiaire entre les rigidités des fibres de collagène et d'élastine a été choisie. Pour les structures intervertébrales, les matrices de rigidité des éléments poutres sont générées à partir des données de Panjabi et coll. (1976) selon la méthode décrite par Gardner-Morse et coll. (1990). Sommairement, cette méthode consiste à construire la matrice complète à partir d'une matrice de rigidité (K) de dimensions 6x6 et de l'équation d'équilibre suivante:

$$K_{12x12} = L_{12x6}\, K_{6x6}\, L^{T}_{6x12}$$

où L dépend de la longueur de l'élément et du système de coordonnées employé. Les caractéristiques physiques des poutres (moments d'inertie, section et aire effective en cisaillement) sont ensuite isolées à partir des équations indépendantes définies par cette matrice de rigidité.

Tableau 1.4: Rigidité des éléments du modèle UVM (valeurs tirées de Stokes & Laible, 1990)

Structure anatomique	Module d'Young (N mm^{-2})
Os (apophyses transverses, côtes, sternum)	12 000
Cartilage costal	480
Ligaments intercostaux	5
Fibres d'élastine*	0.6
Fibres de collagène*	1000

* Valeurs tirées de la littérature et employées pour déterminer la rigidité des ligaments intercostaux

La validation globale de ce modèle a été effectuée en appliquant des forces de 100N sur le thorax de manière à comprimer la cage thoracique latéralement et postéro-

antérieurement. Les résultats de ces simulations ont été comparées à des données expérimentales, et ont démontré une précision de 20%. Ce seuil a été jugé acceptable à cause des différences significatives entre les sujets expérimentaux adolescents et les sujets adultes employés dans la littérature.

Les propriétés mécaniques des structures intervertébrales a aussi été modifiée en imposant un décentrement aux éléments poutres. Pour ce faire, ces éléments poutres sont repoussés vers l'arrière de 30mm et sont reliés aux centroïdes des vertèbres à l'aide de membrures rigides ($E=2.0x10^8$ Mpa). Une étude de faisabilité a été effectuée afin d'obtenir une grandeur et une orientation optimale du décentrement (Gardner-Morse & Stokes, 1994). Ce modèle a été testé en simulant l'instrumentation C-D de patients scoliotiques et en comparant les résultats aux radiographies post-opératoires (Gardner-Morse et coll., 1996).

Une comparaison entre les unités fonctionnelles employées par les modèles UVM et S3D3 (Poulin, 1996b; voir annexe III) a permis de constater la meilleure adéquation avec le comportement expérimental en flexion/extension et en torsion du modèle S3D3. Toutefois, cette augmentation de précision est obtenue au prix d'un modèle plus complexe, ce qui implique des temps de résolution accrus pour les simulations. L'usage d'un ou l'autre des modèles est donc souvent guidé par l'importance relative des facteurs temps de calcul/précision dans l'application envisagée.

CHAPITRE II - MÉTHODOLOGIE

Ce chapitre traite de la méthodologie associée au développement et à l'évaluation d'une approche de modélisation cinétique avec mécanismes flexibles ainsi que des études de cas et de sensibilité. Il comprend aussi la méthodologie pour une comparaison entre l'approche développée et deux approches par éléments finis.

2.1- Rappel de la problématique et synthèse des objectifs spécifiques

La modélisation biomécanique informatisée du rachis scoliotique pour fins de simulations chirurgicales a déjà été effectuée par plusieurs auteurs (Gardner-Morse et coll., 1996; Ghista et coll., 1988; Goel et coll., 1988; Le Borgne et coll., 1998; Stokes et coll., 1995). Cependant, toutes ces approches emploient la méthode des éléments finis qui présente certains problèmes de résolution mathématique reliés aux grandes déformations et aux différences de rigidité entre les structures biologiques et l'instrumentation chirurgicale utilisée. Afin de pallier à ces problèmes, l'objectif global de ce travail consiste à développer un modèle biomécanique pour reproduire les manoeuvres d'instrumentation du rachis scoliotique. Ce projet est restreint à la modélisation de la colonne vertébrale.

Afin d'atteindre cet objectif, une approche cinétique avec mécanismes flexibles a été retenue. Plusieurs étapes doivent être réalisées pour mettre au point cette nouvelle approche:

- Conception et développement d'un modèle biomécanique;
- Vérification de la faisabilité et évaluation de l'approche de modélisation à l'aide d'expérimentations et de mesures peropératoires;
- Vérification de la sensibilité de la nouvelle approche aux paramètres mécaniques pouvant affecter les simulations.

De plus, puisque l'objectif de ce projet consiste à régler certaines difficultés associées aux technique de modélisation existantes, une comparaison sera effectuée entre les modèles par éléments finis présentement employés et l'approche de modélisation developpée au cours du projet.

2.2- Méthodologie générale pour la génération du modèle

Le logiciel de modélisation dynamique ADAMS (Automatic Dynamic Analysis of Mechanical Systems, Mechanical Dynamics inc., Ann Arbor, USA) a été choisi pour la conception du modèle. La procédure de génération du modèle biomécanique cinétique est schématisée à la figure 2.1. La génération de ce modèle nécessite deux types d'informations: des données mécaniques caractérisant le comportement des différentes structures et des données géométriques pour la configuration spatiale du rachis et de l'instrumentation.

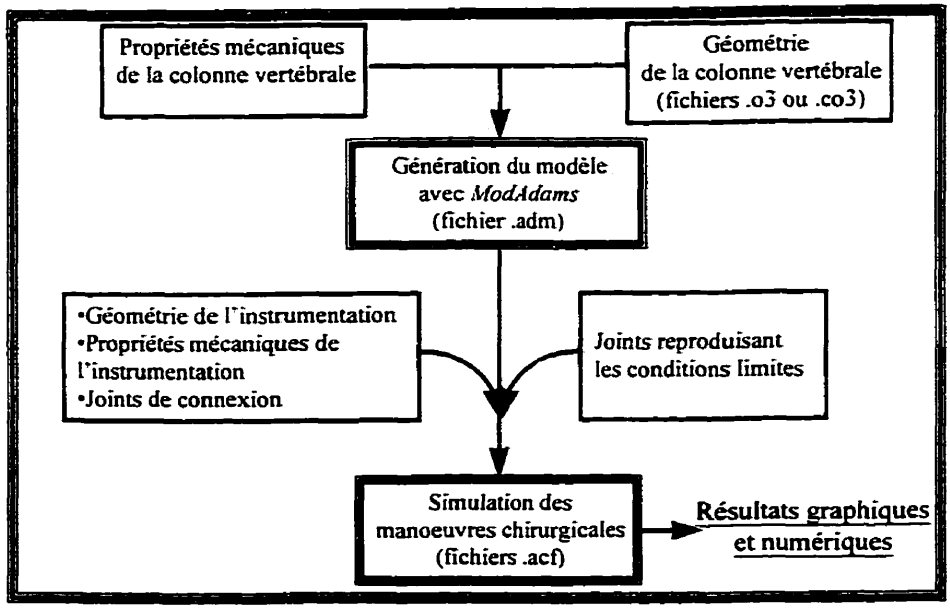


Figure 2.1: Schéma de construction du modèle biomécanique cinétique avec mécanismes flexibles et des méthodes de simulation

Les données mécaniques caractérisant le comportement des structures sont divisées en deux catégories: les propriétés mécaniques des ensembles cinématiques et les caractéristiques des connexions entre ces structures. Dans le premier cas, une distinction entre deux types d'éléments s'impose: les corps rigides et les corps déformables. Les corps rigides possèdent comme caractéristiques une masse et des propriétés inertielles définies selon trois axes: X, Y et Z. Les corps déformables sont définis comme des poutres (sans masse) et nécessitent des propriétés de rigidité, d'inertie, de longueur et de section. Ces propriétés mécaniques sont présentées plus en détail à la section 2.4.1.

Les connexions entre les structures et les conditions limites sont modélisées à l'aide de joints mécaniques reproduisant les caractéristiques biomécaniques des liaisons

concernées. Leur choix dépend des implants modélisés (vis, crochets, tige) et des techniques employées pour simuler les manoeuvres de correction. Les données géométriques utilisées pour la génération du modèle et les simulations proviennent de plusieurs sources, dont notamment de mesures peropératoires (voir section 2.3) ou de reconstructions 3D pré-opératoires (section 1.3.3.1).

La procédure de génération du modèle consiste à combiner les propriétés mécaniques de la colonne vertébrale aux données géométriques personnalisées à l'aide du programme *ModAdams* (Gréalou, 1998). Ce programme génère un fichier de modèle Adams (extension .adm) à partir d'un fichier de géométrie reconstruite brute (o3) ou corrigée (co3). Il s'agit ensuite d'intégrer les données de l'instrumentation, les déplacements et forces nécessaires à la simulation et enfin les joints reproduisant les conditions limites dans ce fichier adm. Les commandes de simulation (départ de la simulation, activation et désactivation de joints, application de forces, etc.) sont contenues dans un fichier de commandes avec l'extension acf. Ces fichiers doivent être conçus spécifiquement pour la simulation à effectuer.

2.3- Données peropératoires

Des données sont prises à différentes étapes de l'intervention chirurgicale afin de personnaliser la géométrie du modèle. Par la suite, certaines de ces mesures seront utilisées pour comparer les résultats des simulations aux corrections réelles.

Les mesures peropératoires ont été effectuées sur des patientes scoliotiques traitées par instrumentation chirurgicale postérieure à l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal. Afin

de décrire ces mesures, plusieurs termes ont été définis. Les termes pré-opératoire et post-opératoire sont respectivement associés aux examens radiographiques du patient en position debout effectués quelques jours avant et après la chirurgie. Cinq phases peropératoire ont aussi été définies pour la description de protocoles de mesures:

I. Après exposition des vertèbres et avant toute instrumentation;

II. Après l'installation des crochets et vis sur le rachis (aussi appelé "pré-instrumentation");

III. Après l'accrochage des crochets et vis sur la première tige placée du côté concave de la déformation (aussi appelé "pré-rotation");

IV. Après la rotation de la première tige (aussi appelé "post-rotation");

V. Après l'installation de la seconde tige et des mécanismes de fixation transversaux.

Pendant chacune de ces phases, le patient est sous anesthésie en décubitus ventral sur la table d'opération.

Deux protocoles différents ont été élaborés lors de ce projet. Le premier protocole, résumé dans le tableau 2.1, est basé sur une technique de mesures à partir d'un numériseur électromagnétique Flock of Birds (décrite à la section 1.3.3.2). Des mesures sont prises sur l'instrumentation et la partie postérieure des vertèbres exposées, permettant ainsi la reconstruction 3D à l'aide d'une technique de recalage géométrique décrite à la section 1.3.3.2. Un nombre réduit de mesures a été pris aux phases III et IV de manière à diminuer le temps de mesure peropératoire.

Le second protocole (tableau 2.1) combine les mesures avec le numériseur électromagnétique Flock of Birds avec les reconstructions 3D à partir de radiographies conventionnelles prises de routine lors des interventions chirurgicales d'instrumentation

postérieure du rachis scoliotique à l'hôpital Sainte-Justine. Un objet de calibrage est introduit dans le champ opératoire pour permettre la reconstruction de la géométrie spinale exposée à l'aide de la technique d'autocalibrage décrite à la section 1.3.3.2. Les deux protocoles incluent aussi la prise de radiographies numériques aux phases pré et post-opératoires. Ces protocoles, adaptés Mac-Thiong et coll. (1998) et Brodeur et coll. (1997), ont été élaborés en collaboration avec un groupe d'étude composé de chercheurs de l'École Polytechnique de Montréal, de l'Université du Vermont et de l'Université d'Alberta.

Tableau 2.1: Protocoles de mesures peropératoires

Pro			
Pré-op		Radiographies numériques 0-20-Lat; 14 x 36 pouces	Radiographies numériques 0-20-Lat; 14 x 36 pouces
	Installer le patient sur la table d'opération		
I	Draper et exposer la colonne du patient		
II	Poser les vis ou crochets du côté de la première tige	• Mesurer les points cutanés avec le BIRD sur le bassin et les vertèbres (figure 2.2) • Marquer les points à mesurer sur la partie postérieure des vertèbres exposées à l'aide d'une perceuse • Calibrer le BIRD • Mesurer les points marqués sur la partie instrumentée du rachis	• Mesurer les points cutanés avec le BIRD sur le bassin et les vertèbres (figure 2.2) • Positionner l'objet de calibrage • Mesurer les billes de l'objet de calibrage avec le BIRD • Radiographie conventionnelle, 0-Lat, 14 x 17 pouces
III	• Insérer la première tige du côté concave de la déformation scoliotique • Accrocher des crochets et vis sur cette tige	• Calibrer le Bird avec l'adaptateur à tige • Mesurer la position et l'orientation de chacun des crochets/vis (1 point de chaque côté du crochet ou de la vis) • Poser les adaptateurs pour la mesure de l'orientation de la tige (45° avec la verticale) • Revenir au calibrage initial	• Mesurer les points cutanés avec le BIRD • Mesurer les points sur la partie postérieure des vertèbres instrumentées (voir section 1.3.3.2) • Mesurer l'instrumentation avec le BIRD

Tableau 2.1 (suite) : Protocoles de mesures peropératoires

Phase			
III (suite)		• Mesurer 3 des points sur la surface postérieure. Points à privilégier: apophyses. • Mesurer les points cutanés avec le BIRD sur le bassin et les vertèbres • Mesurer l'orientation de la tige aux deux extrémités avec le BIRD	
IV	• Effectuer la rotation de la première tige • Bloquer les crochets et vis sur la première tige	• Mesurer l'orientation de la tige aux deux extrémités avec le BIRD • Enlever les adaptateurs pour la mesure de l'orientation de la tige • Mesurer 3 des points sur la surface postérieure. Points à privilégier: apophyses. • Mesurer les points cutanés sur le bassin et les vertèbres avec le BIRD • Calibrer le BIRD avec l'adaptateur à tige • Mesurer la position et l'orientation de chacun des crochets/vis (1 point de chaque côté du crochet ou de la vis)	Mesurer les points cutanés et de l'instrumentation avec le BIRD
V	• Installer la seconde tige du côté de la convexité de la déformation • Mettre en place les mécanismes de fixation transversaux		
	Fermer le site opératoire		• Mesurer les points cutanés avec le BIRD • Mesurer les billes de l'objet de calibrage avec le BIRD • Radiographie conventionnelle, 0-Lat, 14 x 17 pouces
Post-op		Radiographies numériques 0-20-Lat; 14 x 36 pouces	Radiographies numériques 0-20-Lat; 14 x 36 pouces

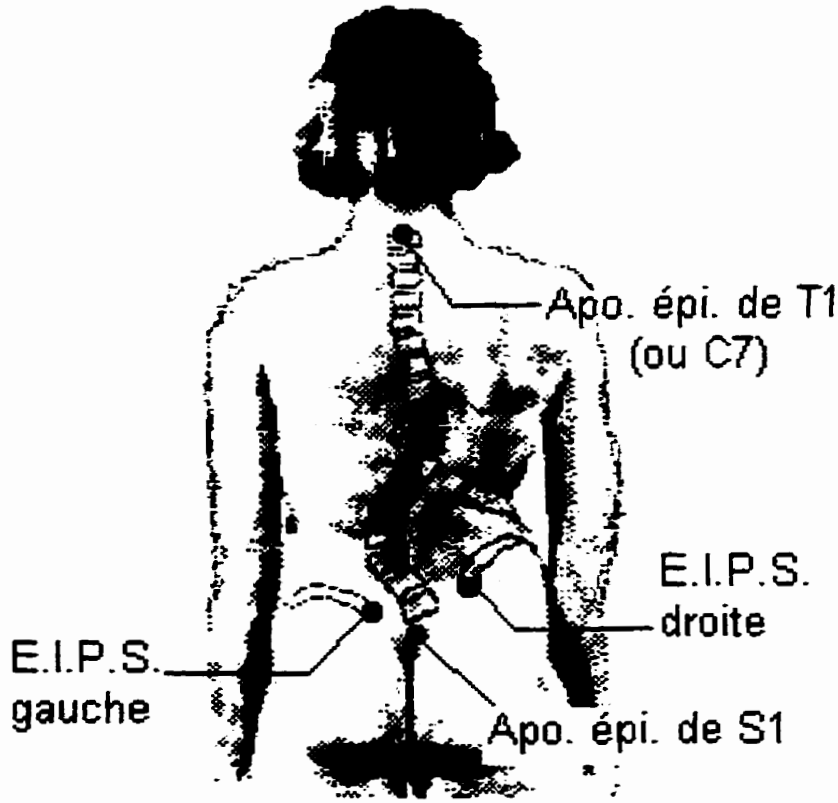


Figure 2.2: Points cutanés mesurés lors des phases II à V des manoeuvres chirurgicales; EIPS: épine iliaque postéro-supérieure

2.4- Modélisation cinétique avec mécanismes flexibles du rachis et de l'instrumentation

La modélisation cinétique avec mécanismes flexibles a été retenue pour simuler les manoeuvres d'instrumentation postérieure du rachis scoliotique. Cette approche est basée sur la formulation Lagrangienne des équations différentielles du mouvement qui sont d'abord intégrées, puis résolues à l'aide d'un algorithme itératif (logiciel ADAMS). Cette section comporte une description détaillée des composantes du modèle rachidien et de la modélisation des instrumentations chirurgicales postérieures de types USS et Cotrel-Dubousset.

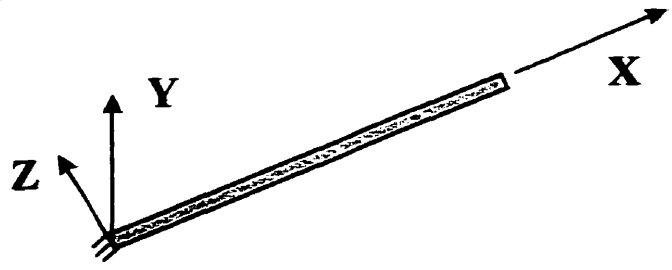
2.4.1- Unités fonctionnelles

Les unités fonctionnelles du modèle cinétique avec mécanismes flexibles comprennent deux vertèbres adjacentes reliées par des structures intervertébrales. Les vertèbres sont modélisées par des corps rigides dont la masse et les inerties (I_{xx}, I_{yy} et I_{zz}) ont été fixées arbitrairement. Ce choix n'influence pas les simulations car, puisque les accélérations occasionnées par les manoeuvres sont petites, l'effet de la masse et de l'inertie des corps rigides sur les corrections de la géométrie rachidienne est négligeable. Le centroïde du corps vertébral est considéré comme le centre de masse de chacune des vertèbres. Sa position (médiane entre le centre des plateaux supérieur et inférieur) est tirée des fichiers de reconstruction 3D de type o3 ou co3.

Les structures intervertébrales sont modélisées par des éléments flexibles dont la formulation est celle d'une poutre tridimensionnelle. Les propriétés mécaniques de ces poutres sont obtenues à partir des données expérimentales de Panjabi et coll. (1976) d'après la méthode de Gardner-Morse et coll. (1990). Cette méthode est basée sur le fait que la matrice de rigidité 6x6 pour une poutre à extrémité fixe (figure 2.3) contient huit variables, mais seulement six équations indépendantes. Ainsi, en fixant arbitrairement le module d'Young (E) à 120 MPa et le coefficient de Poisson (ν) à 0.2, et en tirant la longueur L des données géométriques personnalisées (généralement entre 15 et 35mm), des équations indépendantes peuvent être construites à partir des données expérimentales (Panjabi et coll., 1976). Ces équations permettent d'isoler les propriétés mécaniques nécessaires à la définition d'une poutre 3D (figure 2.4). Pour intégrer les éléments poutres dans les équations du mouvement de l'approche cinétique

avec mécanismes flexibles, les déformations calculées à l'itération précédente sont introduites dans la matrice de rigidité de manière à calculer les forces appliquées sur les corps rigides reliés par cet élément.

$$\begin{bmatrix} AE/L & & & & & \\ 0 & a_z & & \text{Symétrie} & & \\ 0 & 0 & a_y & & & \\ 0 & 0 & 0 & GJ/L & & \\ 0 & 0 & d_y & 0 & e_y & \\ 0 & c_z & 0 & 0 & 0 & e_z \end{bmatrix}$$



où $a_y = \dfrac{12EI_{yy}}{L^3(1+\phi_y)}$ $\quad a_z = \dfrac{12EI_{zz}}{L^3(1+\phi_z)}$

$e_y = \dfrac{(4+\phi_y)EI_{yy}}{L^3(1+\phi_y)}$ $\quad e_z = \dfrac{(4+\phi_z)EI_{zz}}{L^3(1+\phi_z)}$

$d_y = \dfrac{-6EI_{yy}}{L^2(1+\phi_y)}$ $\quad c_z = \dfrac{-6EI_{zz}}{L^2(1+\phi_z)}$

$\phi_y = \dfrac{12EI_{zz}}{GA^S_zL^2}$ $\quad \phi_z = \dfrac{12EI_{yy}}{GA^S_yL^2}$

A: section
E: module d'Young
L: longueur de l'élément
G: module de cisaillement
I: moment d'inertie
J: moment d'inertie en torsion
A^S: Section normale en cisaillement

Figure 2.3: Matrice de rigidité d'une poutre à l'extrémité fixe (adaptée de la documentation du logiciel ANSYS)

$$I_{xx} = \frac{2(1+\nu) * 149000 * L}{E}$$

$$I_{yy} = \frac{110 * L^3}{12 * E}\left[1 + \frac{12*(172500/110 - L^2/3)}{L^2}\right]$$

$$I_{zz} = \frac{100 * L^3}{12 * E}\left[1 + \frac{12*(169000/100 - L^2/3)}{L^2}\right]$$

$$A = \frac{1010 * L}{E}$$

$$A^S_Y = \text{Section} * \frac{(169000/100 - L^2/3)}{I_{zz} * 2(1+\nu)}$$

$$A^S_Z = \text{Section} * \frac{(172500/110 - L^2/3)}{I_{yy} * 2(1+\nu)}$$

Figure 2.4: Propriétés mécaniques pour une poutre 3D

Ce type d'unités fonctionnelles correspond à celles du modèle UVM décrit à la section 1.3.4.2. Ainsi, la possibilité d'ajouter un décentrement vers l'arrière des poutres équivalentes par rapport au centroïde du corps vertébral (suggéré par Gardner-Morse & Stokes (1994) pour compenser l'absence de modélisation des muscles et d'éléments postérieurs) a été intégrée dans le programme de génération du modèle décrit à la section 2.2. Ce décentrement est calculé à la longueur souhaitée de 30mm (déterminée par Gardner-Morse & Stokes (1994) de manière à obtenir une dérotation des vertèbres) en suivant le vecteur reliant le centroïde du corps vertébral au centre des pédicules. Puisque les chargements sont typiquement appliquées sur le centroïde des vertèbres, le décentrement rigide agit comme un bras de levier et induit des moments couplés additionnels sur les poutres équivalentes. L'effet de ces décentrements sur les matrices de rigidité, qui peut aussi être assimilé à une translation d'axe (Weaver et Gere, 1980), est présenté plus en détail à l'annexe III (Poulin, 1996b). Une représentation visuelle de l'unité fonctionnelle avec décentrement illustrée à la figure 2.5.

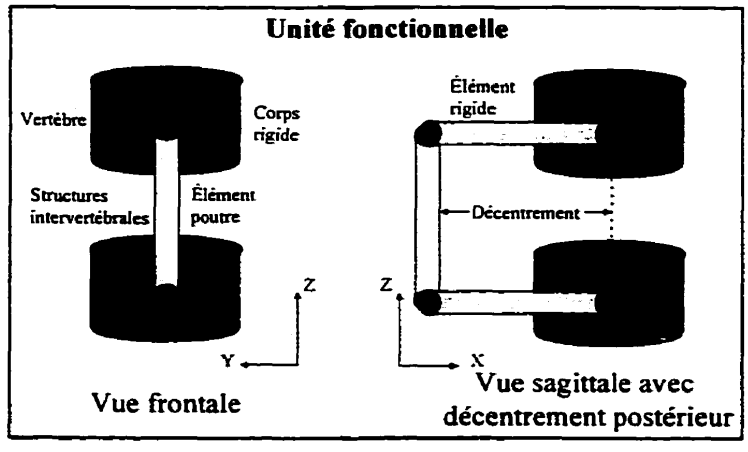


Figure 2.5: Unité fonctionnelle avec décentrement

2.4.2- Tige

La tige est définie comme un corps rigide divisé en plusieurs segments droits. Ce processus de segmentation est employé pour permettre aux crochets et vis qui s'y rattachent de glisser et de tourner autour d'un axe rectiligne. Cette formulation est nécessaire à la définition dans ADAMS des joints cylindriques utilisés pour cette connexion.

La reconstruction de la tige est effectuée à partir des points d'accrochage des crochets et vis mesurés lors de l'intervention chirurgicale. Ces points, aussi appelés points de contrôle, sont d'abord employés pour définir une spline cubique (figure 2.6 A). La droite tangente à cette courbe est ensuite calculée pour chacun de ces points. Puis, des segments sont générés entre les points de contrôle et les points de distance minimum entre les tangentes adjacentes (figure 2.6 B). Ces segments sont ensuite coupés aux 2/3 de leur longueur. Cette valeur arbitraire a été employée pour donner un aspect représentatif de la géométrie réelle de la tige. La géométrie de la tige est définie par l'ensemble des lignes reliant les extrémités des segments et les points de contrôle (figure 2.6 C).

Pour vérifier la précision de la segmentation de la tige, une expérimentation consistant à prendre 28 points sur une tige cintrée avec le numériseur électromagnétique Flock of Birds a été réalisée. Cette tige a ensuite été segmentée à l'aide du programme MATLAB à partir de 4, 5 et 6 points mesurés. Des graphiques de la tige segmentée et

de la tige mesurée ont été tracés pour chacune des segmentations afin d'en évaluer visuellement la précision.

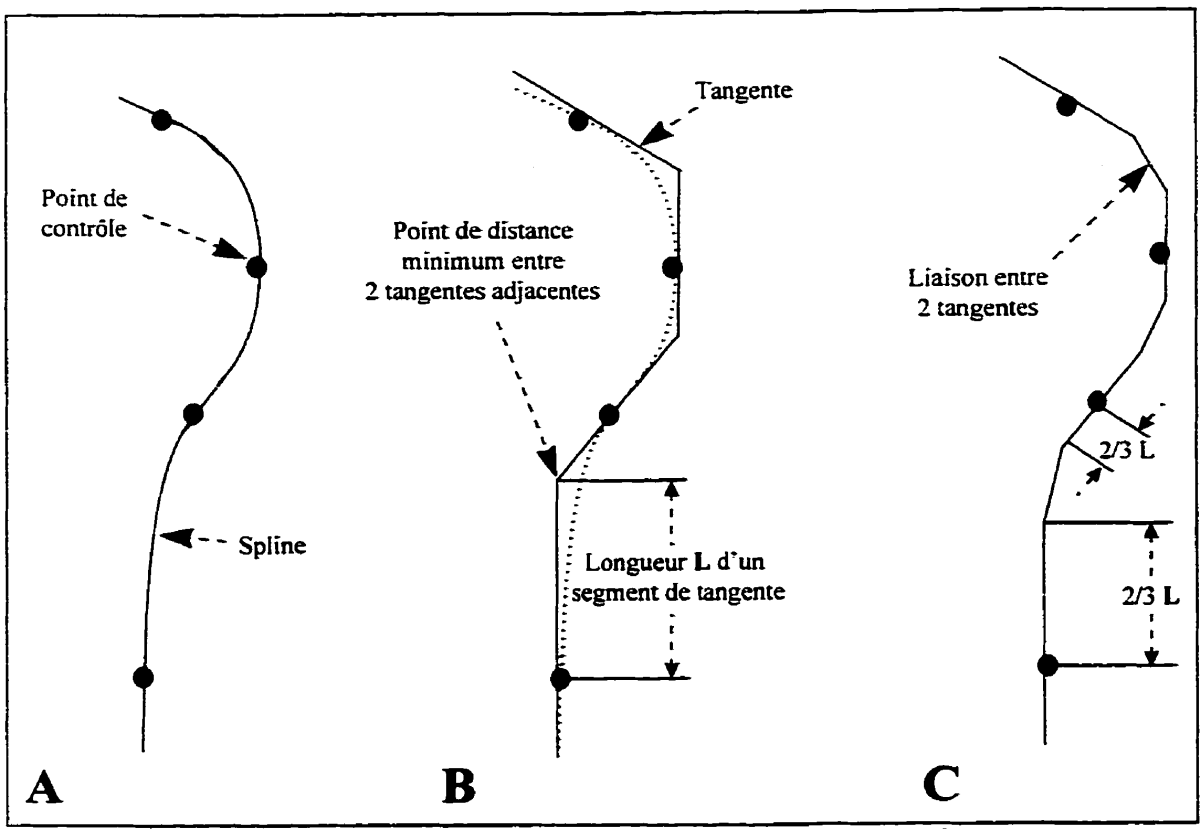


Figure 2.6: Reconstruction d'une tige à partir de mesures peropératoires;
A) Calcul d'une spline à partir de points de contrôle;
B) Calcul des tangentes à la courbe aux points de contrôle;
C) Génération des liaisons entre les tangentes

2.4.3- Crochets et vis

Les crochets et vis sont modélisés par des corps rigides. Comme dans le cas des vertèbres, les propriétés de masse et d'inertie, fixées arbitrairement, ont peu d'effet sur les simulations à cause des faibles accélérations impliquées.

Les corps rigides modélisant les crochets et vis sont positionnés aux points d'insertion de ces implants sur le rachis. Ces points dépendent de la géométrie de la vertèbre sur laquelle l'implant est posé et du type d'implant utilisé (crochet lamaire, crochet pédiculaire ou vis pédiculaire). Les crochets lamaires sont accrochés au point milieu entre l'apophyse articulaire supérieure et la base de l'apophyse épineuse, tandis que les crochets pédiculaires sont fixés sur l'apophyse articulaire inférieure. Les vis pédiculaires sont accrochées au centre d'un pédicule. Dans tous les cas, les implants sont positionnés du côté concave de la déformation. Tous ces points d'insertion sont calculés à partir des noeuds générés pour le modèle par éléments finis S3D3. Puisque ces noeuds ne sont pas définis dans le même système de coordonnées que le modèle avec mécanismes flexibles, leur position est déterminée à l'aide d'une transformation géométrique. Cette transformation est basée sur une approche par moindres carrés (programme *Ajuste*) et calculée à partir des repères reconstruits (centres des plateaux vertébraux et sommets des pédicules) pour la vertèbre sur laquelle est accrochée le crochet ou la vis dans chacun des modèles.

2.4.4- Représentation visuelle

La représentation visuelle du modèle avec mécanismes flexibles dans le logiciel ADAMS est composée de trois types d'éléments distincts: les vertèbres, la tige et les crochets/vis.

Deux représentations différentes ont été mises au point pour la visualisation des vertèbres en collaboration avec L. Gréalou (1998) dans le cadre de son projet de fin

d'études. La première représentation (figure 2.7) comprend un cylindre pour le corps vertébral et des parallélépipèdes pour les pédicules et les éléments postérieurs. Plusieurs paramètres arbitraires (épaisseur des parallélépipèdes, diamètre du corps vertébral) ont été établis d'après l'observation de ces structures anatomiques sur des spécimens cadavériques. Ces paramètres sont combinés aux mesures personnalisées (hauteur du corps vertébral, position du centre des pédicules) de manière à représenter l'ensemble des structures vertébrales. La seconde représentation (figure 2.8) comporte les mêmes éléments que la première représentation à l'exception que la hauteur moyenne et l'orientation des pédicules sont tirées des reconstructions personnalisées pour générer le parallélépipède. L'orientation est calculée à partir du vecteur reliant les points supérieur et inférieur moyen des pédicules. Dans les 2 cas, la rotation axiale peut être calculée car elle est basée sur la position des pédicules.

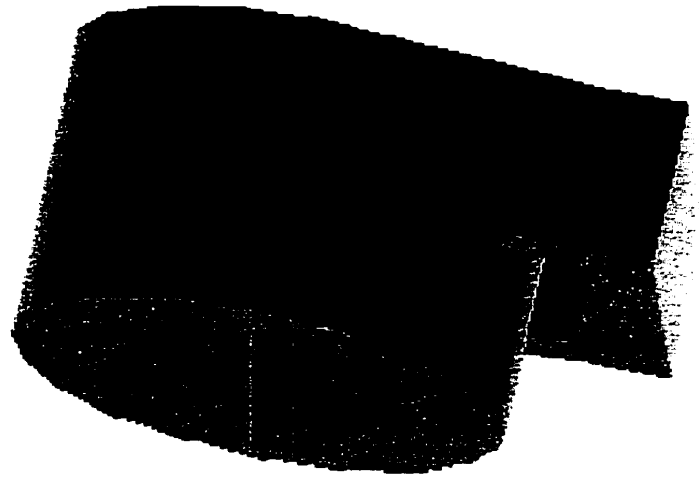


Figure 2.7: Première représentation graphique des vertèbres

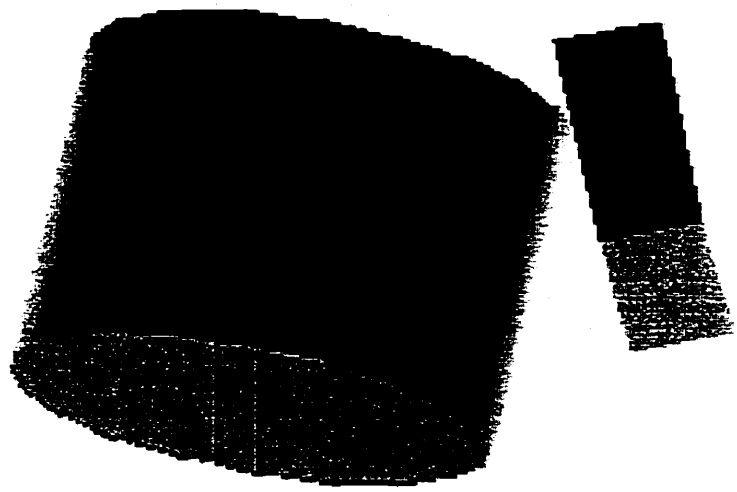


Figure 2.8: Seconde représentation graphique des vertèbres

La tige est représentée par une suite de cylindres correspondant à la segmentation effectuée à partir des mesures peropératoires (voir section 2.3.2). Le diamètre de la tige (5.5 mm ou 6 mm) est tirée des caractéristiques techniques de l'instrumentation (USS ou Cotrel-Dubousset) utilisée lors de la chirurgie. Les crochets et vis sont représentés par des cylindres positionnés au point d'accrochage avec la tige et orientés vers le point d'insertion sur le rachis. Une représentation complète des éléments du modèle cinétique avec mécanismes flexibles, générée à partir d'un spécimen physique (section 2.6.1) à la phase II des manoeuvres chirurgicales, est illustrée à la figure 2.9.

Figure 2.9: Représentation graphique du modèle avec mécanismes flexibles; A) Vue frontale; B) Vue sagittale

2.5- Méthode de simulation générale

Les phases peropératoires décrites à la section 2.3 ont été employées pour caractériser les manœuvres chirurgicales. Seules les phases II à IV sont simulées, car les phases I et V ont peu d'effet sur la géométrie de la colonne vertébrale. En effet, aucune correction n'est apportée par la seule installation des crochets et vis pédiculaires, tandis que le rôle de la seconde tige et des mécanismes de fixation transversaux est principalement de stabiliser la correction obtenue avec la première tige (Cotrel et Dubousset, 1992).

Afin de reproduire le comportement du patient sur la table d'opération, la vertèbre L_5 est bloquée en permettant seulement sa rotation dans le plan sagittal. La vertèbre T_1 est contrainte seulement dans le plan transverse pour permettre l'allongement du rachis, et la seule rotation autorisée se trouve dans le plan sagittal. Ces conditions sont similaires à celles adoptées par Stokes et Gardner-Morse (1992a, 1993, 1995).

La simulation des manœuvres chirurgicales comprises entre les phases II et IV est divisée en deux étapes: 1) l'installation des crochets et vis sur le rachis et leur accrochage sur la première tige; 2) la rotation de la première tige. Pour chacune de ces étapes de simulation, les chargements ont été appliqués graduellement par incréments égaux sur une période de 300 secondes.

2.5.1- Installation des crochets et vis sur le rachis et leur accrochage sur la première tige.

La position de l'extrémité percée des crochets et vis, qui s'accrochera sur la tige, est tirée des mesures peropératoires. Si cette position n'est pas mesurée à la phase II (à l'aide, par exemple, de radiographies conventionnelles), elle est évaluée d'après les mesures à la phase III. Une transformation géométrique par moindres carrés est employée pour adapter ces mesures à la géométrie initiale du modèle (phase II). Les points utilisés pour calculer cette transformation sont les centres des plateaux vertébraux et les sommets des pédicules de la vertèbre sur laquelle est accrochée le crochet ou la vis.

L'orientation initiale des crochets a un effet négligeable sur la première étape de simulation car le joint sphérique (seules les translations sont couplées) modélisant la liaison avec le rachis permet la réorientation de l'implant (observée cliniquement par Birch et coll. (1988)). Les vis, quant à elles, résistent aux forces de rotation (Cotrel et Dubousset, 1992), ce qui implique un mouvement négligeable par rapport à la vertèbre lors du déplacement et de l'accrochage sur la tige. Un joint de révolution orienté selon l'axe longitudinal de la vis est utilisé tout au long des manoeuvres chirurgicales pour modéliser le vissage de l'implant dans les structures osseuses. L'axe longitudinal correspond au vecteur reliant le point d'insertion sur le rachis à l'extrémité qui s'accrochera sur la tige.

Pour simuler le déplacement et l'accrochage des crochets et vis sur la tige, cette dernière est d'abord positionnée dans le crochet/vis inférieur. Puis, les autres crochets/vis sont déplacés pour venir s'accrocher sur la tige. Pour ce faire, des joints de translation sont définis entre les extrémités libres des crochets/vis et les points d'insertion sur la tige. Ces points, tirés des mesures peropératoires, ont été employés pour la segmentation de la tige (voir section 2.4.2). L'amplitude des translations imposées correspond aux distances 3D entre les extrémités libres des crochets/vis et les points d'insertion sur la tige.

Après la translation, la modélisation des crochets/vis est modifiée. Des joints cylindriques sont introduits afin de les joindre à la tige. Ceci permet aux crochets/vis de glisser et tourner le long de l'axe longitudinal des segments de tige. Puisque la réorientation des crochets est rapporté seulement lors de l'installation de la tige (Birch et coll., 1988), les joints sphériques entre les crochets et les vertèbres sont remplacés par des joints fixes qui couplent tous les degrés de liberté.

2.5.2-Rotation de la première tige

Une rotation autour d'un axe fixe est ensuite imposée à la tige. Pour ce faire, un joint de révolution est inséré entre la tige et l'axe. La procédure de calcul de l'axe consiste à définir des systèmes d'axes locaux aux positions peropératoires de la tige avant et après la rotation, puis à déterminer la matrice de transformation géométrique entre ces systèmes d'axes. Cette matrice peut être employée pour déterminer un axe hélicoïdal.

Le mouvement de la tige est reproduit par une rotation selon cet axe. L'amplitude de la rotation est déterminée à partir des positions peropératoires de la tige. Lors de l'évaluation de l'axe fixe, les points utilisés pour le calcul des systèmes d'axes locaux sont considérés rigides sur la tige. Puisque les principes de correction USS et Cotrel-Dubousset prévoient une manoeuvre de rotation de la tige (Cotrel et Dubousset, 1992), le déplacement de translation est négligé (ce qui implique l'utilisation d'un axe instantané de rotation). Lors de cette étape, les crochets glisseront autour de l'axe de la tige et entraineront le rachis pour effectuer la correction de la scoliose.

2.6- Études de cas

Les manoeuvres chirurgicales ont été simulées à l'aide du modèle cinétique avec mécanismes flexibles personnalisé à la géométrie d'un spécimen physique et de 2 patients scoliotiques. Ces simulations ont été effectuées sur un ordinateur Silicon Graphics R-8000.

2.6.1- Spécimen physique

Un rachis composé de vertèbres en plastique (T_1-L_3) et de disques intervertébraux en mousse a d'abord été utilisé afin d'évaluer le comportement du modèle biomécanique. Une courbure thoracique (angle de Cobb: 78°) a été constituée dans le plan frontal en taillant les disques intervertébraux en forme de coin. Ce " modèle physique " a été installé dans un cadre rigide en acétal (figure 2.10) afin de permettre les différentes

manœuvres chirurgicales. Pour ce faire, les extrémités du rachis ont été collées sur des plaques mobiles le long de l'axe longitudinal du montage.

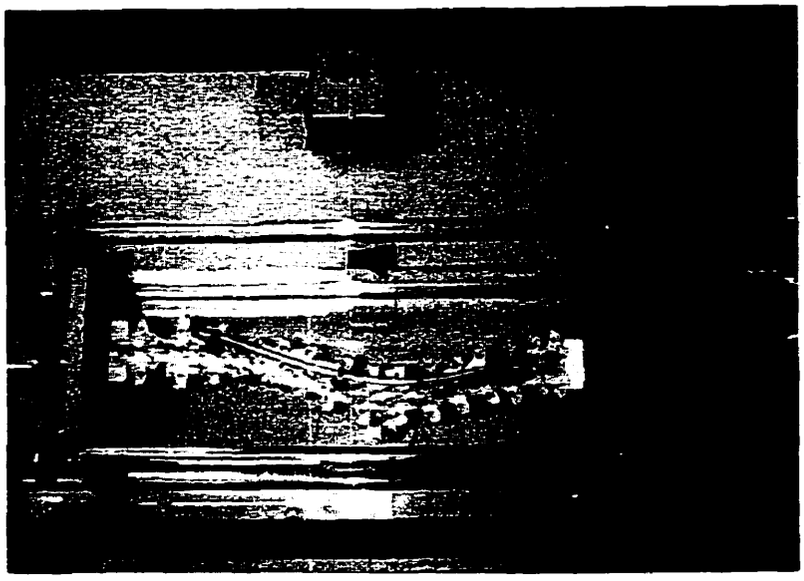


Figure 2.10: Montage expérimental utilisé pour évaluer le modèle biomécanique

Le rachis a été instrumenté avec le système USS (Synthes LTD., Mississauga, Canada.). Initialement, la plaque à l'extrémité lombaire était fixée alors que la plaque au niveau thoracique était libre de se déplacer. Suite à l'installation des crochets et vis sur la tige, la plaque thoracique a aussi été fixée pour stabiliser le montage lors de l'application des moments. Les conditions limites définies à la section 2.5 ont été appliquées sur le modèle. Les conditions spécifiques au montage ont été appliquées en bloquant les rotations dans le plan sagittal aux vertèbres T_1 et L_3, et en fixant l'extrémité thoracique du rachis lors de la rotation de la tige.

La position des vertèbres (16 points par vertèbre thoracique et 19 points par vertèbre lombaire) et de l'instrumentation (crochets, vis et tige) a été mesurée à chacune des phases II, III et IV à l'aide d'un numériseur électromagnétique (voir section 1.3.3.2). Les points mesurés sur les vertèbres combinent les repères nécessaires au calcul de la position des centres des plateaux et des sommets des pédicules, ainsi que les repères sur les éléments postérieurs (protocole de mesures peropératoires 1, section 2.3). Les points mesurés sur l'instrumentation correspondent au protocole de mesures peropératoires 1 (section 2.3). Le modèle biomécanique a été généré à partir des mesures de la géométrie initiale à la phase II.

Les manœuvres chirurgicales ont été simulées selon la méthode décrite à la section 2.5 à l'aide du modèle cinétique avec mécanismes flexibles sans décentrements. Les résultats des simulations (courbes thoraciques et lombaires de la région instrumentée) aux différentes phases de l'instrumentation ont été comparés aux mesures expérimentales. Ces indices de comparaison ont été calculés dans le système de référence global proposé par la *Scoliosis Research Society* (Stokes et coll., 1994). Puisque les courbes ont été instituées dans le plan frontal et que la gravité a induit des courbes non-physiologiques dans le plan sagittal, les comparaisons ont été effectuées uniquement pour le plan frontal.

2.6.2- Patient 1260257

Des mesures peropératoires prises sur le patient 1260257 avec le protocole de mesures 1 ont été employées pour générer le modèle et réaliser une évaluation in vivo

du modèle. Cet patient scoliotique (angle de Cobb des courbures pré-opératoires: thoracique 46°/lombaire 35°) de 15 ans a été traité avec une instrumentation USS (Synthes LTD., Mississauga Canada) sur le segment rachidien T_4-L_1. La position du centroïde des vertèbres a été déterminée en combinant ces mesures à la technique de recalage géométrique détaillée à la section 1.3.3.2. Les segments rachidiens sus et sous-jacents à la zone instrumentée ont été rajoutés de manière à compléter le rachis (T_1-L_5). Au niveau thoracique, la position de ces vertèbres a été calculée en supposant, pour chacune, une distance de 20mm selon l'axe Z avec la vertèbre adjacente inférieure. Au niveau lombaire, une distance de 30mm avec la vertèbre adjacente supérieure a été employée pour chacune. Ces distances ont été approximées à partir des distances calculées sur les unités fonctionnelles T_4-T_5 et T_{12}-L_1 respectivement.

Les manœuvres chirurgicales ont été simulées selon la méthode décrite à la section 2.5 à l'aide du modèle cinétique avec mécanismes flexibles sans décentrements. Les résultats des simulations (courbes thoraciques de la région instrumentée dans les plans frontal et sagittal) aux différentes phases de l'instrumentation ont été comparés aux mesures peropératoires. Ces indices de comparaison ont été calculés dans le système de référence global proposé par la *Scoliosis Research Society* (Stokes et coll., 1994).

2.6.3- Patient 1331204

Le modèle avec mécanismes flexibles sans décentrements a été personnalisé à partir de la géométrie spinale du patient 1331204 (âge: 17 ans; angle de Cobb thoracique 55°/ lombaire 48°; cyphose 41°; lordose 40°) mesurée à l'aide du protocole

peropératoire 2. Ce patient a été traité avec une instrumentation Cotrel-Dubousset. Sa géométrie a été reconstruite à l'aide de mesures peropératoires pour le segment instrumenté (T_3 à L_1). Des unités fonctionnelles ont été rajoutées de manière à compléter le rachis thoracique et lombaire (T_1-L_5) selon la méthode décrite à la section précédente.

Les simulations ont été divisées en 3 étapes:

1) Installation des crochets et vis sur la première tige, qui est décrite à la section 2.5.1.

2) Rotation de la tige. D'importantes déformations de la tige ont été rapportées lors de l'intervention chirurgicale. Les points mesurés sur l'instrumentation étaient presque colinéaires à cause du redressement de la tige, ce qui a augmenté l'influence des erreurs de mesure sur la précision de l'axe hélicoïdal décrit à la section 2.5.2. Ainsi, une rotation de 2° a été calculée au lieu du 70° estimé par le chirurgien. Pour pallier à ce problème, un couple a été appliqué graduellement sur la tige autour de l'axe formé par ses deux extrémités. Puisque la valeur de la rotation produite lors de l'opération n'est pas connue, un critère d'arrêt de l'application du moment a été défini. Afin de reproduire les manoeuvres effectuées par le chirurgien, un indice géométrique calculé pendant la simulation est comparé à sa valeur mesurée lors de la phase IV des mesures peropératoires. Lorsque les deux indices ont la même valeur à 0.001mm près, la simulation de l'étape de rotation est terminée. Cet indice

correspond à la distance en Y (système de référence global proposé par la *Scoliosis Research Society* (Stokes et coll., 1994)) entre le point d'accrochage sur la tige du crochet le plus près de l'apex de la déformation et l'extrémité inférieure de la tige (figure 2.9).

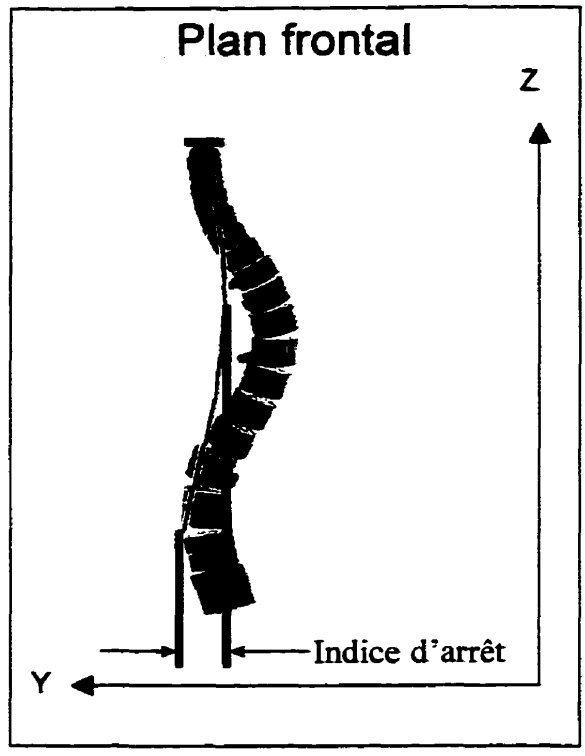


Figure 2.11: Indice géométrique pour le critère d'arrêt

3) Fixation des crochets sur la tige. Suite à l'arrêt de l'application du moment, les joints cylindriques reliant les crochets et vis à la tige sont remplacés par des joints fixes couplant tous les degrés de liberté. Les moments appliqués sont ensuite relâchés graduellement jusqu'à ce qu'aucun chargement ne soit appliqué sur la tige, qui n'est pas fixée dans l'espace.

À chaque étape des simulations, les courbes spinales ont été tracées et cinq indices géométriques (angle de Cobb, cyphose, rotation axiale de la vertèbre apicale, angle apical et orientation du plan de déformation maximale) ont été évalués. Ces indices de comparaison ont été calculés dans le système de référence global proposé par la *Scoliosis Research Society* (Stokes et coll., 1994), sauf pour l'angle apical. Ce dernier est évalué selon un repère dont l'axe Z traverse les vertèbres limites de la courbure corrigée et l'axe X est orienté vers l'avant (Gardner-Morse et Stokes, 1994). Ces résultats, restreints au segment instrumenté du rachis, ont été comparés aux mesures peropératoires.

2.7- Études de sensibilité

Des études de sensibilité ont été conduites afin de déterminer l'impact du choix de certains paramètres sur les résultats des simulations des manoeuvres chirurgicales. Ces études ont été réalisées à l'aide de données peropératoires prises sur deux cas de scoliose idiopathique: les patients 1260257 et 1331204. Puisque les mesures peropératoires effectuées avec le protocole de mesures 1 sont moins précises, la précision des données était inférieure pour le patient 1260257. Ainsi, afin d'éviter d'utiliser des données incohérentes, les mesures sur le patient 1260257 ont seulement été employées pour tester les conditions limites, et seulement à l'aide d'indices géométriques globaux. Les données pour le patient 1331204 étant plus précises, des paramètres nécessitant l'évaluation à l'aide d'indices locaux ont pu être testés.

2.7.1- Conditions limites

L'objectif principal de cette partie de l'étude de sensibilité est de vérifier l'impact sur les résultats des simulations du nombre d'unités fonctionnelles séparant le segment rachidien instrumenté du site d'application des conditions limites. De plus, deux ensembles de conditions limites différents ont été testés de manière à vérifier l'effet de ces conditions sur la simulation des manoeuvres.

Le modèle cinétique avec mécanismes flexibles a été généré à partir des mesures peropératoires de la patiente 1260257 pour le segment instrumenté de T_4 à L_1. Des unités fonctionnelles représentant les vertèbres non-instrumentées sont rajoutées dans la modélisation selon la méthode décrite à la section 2.6.2. Afin de vérifier l'effet du nombre d'unités fonctionnelles séparant le segment rachidien instrumenté du site d'application des conditions limites, trois segments rachidiens différents ont été complétés: T_1-L_5, T_2-L_4 et T_3-L_3. Pour chacun de ces segments de rachis, deux ensembles de conditions limites ont été appliqués aux vertèbres extrêmes:

1) Les conditions décrites à la section 2.5 (rotation dans le plan sagittal et translation dans l'axe crânial-caudal libres pour l'extrémité supérieure, rotation dans le plan sagittal libre pour l'extrémité inférieure) ;
2) Tous les degrés de liberté sont bloqués aux deux extrémités du segment rachidien.

Les étapes de simulations employées pour cette étude sont les mêmes que celles décrites à la section 2.5.

Seule la géométrie spinale globale (basée sur les centroïdes des corps vertébraux) est utilisée pour fins de comparaison étant donné que les données obtenues avec le protocole de mesures 1 étaient entachées d'erreurs importantes sur les orientations vertébrales. Les valeurs moyennes et les écarts-types des changements de position et d'orientation associés à la modification des conditions limites aux extrémités du rachis ont été calculés pour l'ensemble des vertèbres instrumentées. Les angles de Cobb et la cyphose ont aussi été évalués.

2.7.2- Autres études

Plusieurs études de sensibilité ont été réalisées pour vérifier l'effet de l'assouplissement des conditions limites en rotation à l'extrémité supérieure du rachis (afin de simuler des mouvements peropératoires plus important), des joints reliant l'instrumentation au rachis, du décentrement postérieur des éléments poutres, du chargement utilisé pour produire la rotation de la tige et des propriétés mécaniques de la tige. Ainsi, six variantes à la simulation de base pour la patiente 1331204 (décrites à la section 2.6.3) ont été testées:

Variante 1: Relâchement de tous les degrés de liberté en rotation pour la vertèbre T_1 afin de vérifier que les déplacements en rotation ne sont pas surcontraints au niveau des conditions limites.

Variante 2: Modification du joint reliant les crochets au rachis. Les propriétés du joint sphérique ont été modifiées de manière à limiter à $\pm$ 10° les rotations selon les trois axes (telles qu'estimées lors de l'intervention chirurgicale; Labelle, 1998).

Variante 3: Afin de vérifier la sensibilité du modèle aux rotations des joints crochet/vertèbre, les joints décrits à la variante 2 ont été employés avec des limites de rotation réduites à $\pm 1^{\circ}$ selon les trois axes.

Variante 4: Un décentrement rigide de 30mm vers l'arrière a été appliqué sur les éléments flexibles (tel que décrit à la section 2.4.1) afin de tenir compte des recommandations de Gardner-Morse et Stokes (1994).

Variante 5: L'étape de rotation de la tige à été simulée selon la méthode décrite à la section 2.5.2 (axe fixe) de manière à évaluer l'impact des erreurs de calcul de l'axe fixe engendrées par le changement de forme peropératoire de la tige.

Variante 6: Modélisation de la tige par des éléments déformables. Pour ce faire, les segments de tige ne servant pas à l'accrochage de crochets ou de vis sont modélisés par des poutres avec les propriétés mécaniques de l'acier inoxydable (valeur réelle: E=2.1Gpa) réduites d'une facteur arbitraire (valeur employée: E=0.7Gpa). Les autres segments, nécessaires à l'insertion des joints cylindriques entre les crochets/vis et la tige, sont demeurés rigides.

À chaque étape des simulations, les mêmes indices géométriques que ceux présentés à la section 2.6.3 ont été employés pour comparer les simulations entre elles ainsi qu'aux mesures peropératoires. Dans tous les cas, les résultats n'incluent que le segment instrumenté du rachis.

2.8- Comparaison entre l'approche cinétique avec mécanismes flexibles et celle par éléments finis

Puisque l'objectif de ce projet consiste à régler certaines difficultés associées aux techniques de modélisation existantes, une comparaison est effectuée entre le modèle cinétique avec mécanismes flexibles et les modèles par éléments finis présentement employés. Cette comparaison est divisée en trois parties. Tout d'abord, le comportement d'une seule unité fonctionnelle a été vérifié pour les deux approches. Ensuite, cette comparaison a été étendue à un segment rachidien thoracique et lombaire complet. Finalement, les manoeuvres chirurgicales d'instrumentation postérieure du rachis scoliotique ont été appliquées sur 3 modèles biomécaniques (S3D3, UVM et modèle avec mécanismes flexibles) et les résultats des simulations comparés entre eux ainsi qu'avec des données post-opératoires.

2.8.1- Unités fonctionnelles

Une unité fonctionnelle de 20mm de hauteur a été définie avec un décentrement postérieur de 30mm de la liaison intervertébrale. Des conditions limites ont été appliquées sur la vertèbre inférieure de manière à bloquer tous les degrés de liberté. La vertèbre supérieure a été chargée en flexion, en torsion et en inflexion latérale. L'amplitude de ce chargement, appliqué en 10 incréments, a été fixée à 45Nm de manière à provoquer des déformations supérieures à 10%, telles qu'obtenues lors des simulations de chirurgie. Trois formulations ont été comparées: éléments finis avec non-linéarités géométriques, éléments finis sans non-linéarités géométriques et mécanismes flexibles. Les déplacements en translation et rotation selon les axes X, Y et Z (système de référence global proposé par la *Scoliosis Research Society* (Stokes et coll., 1994)) ont été comparés.

2.8.2- Segment rachidien

Une étude complémentaire a été réalisée pour comparer le comportement d'un segment thoracique et lombaire complet soumis à des chargements identiques. La géométrie spinale du patient 0960032 a été employée pour générer les modèles UVM (sans non-linéarités géométriques) et cinétique sans décentrement. La vertèbre L_5 a été bloquée en permettant seulement sa rotation dans le plan sagittal. La vertèbre T_1 a été contrainte seulement dans le plan transverse pour permettre l'allongement du rachis, et la seule rotation autorisée se trouve dans le plan sagittal. Des déplacements de 10mm selon les axes X et Y (comparables à ceux mesurés lors des manoeuvres de correction) ont été imposés au centroïde des vertèbres T_5 et L_1 de façon identique pour les 2 modèles. Les positions vertébrales ont été comparées pour les deux approches de modélisation.

Ensuite, ces deux modèles ont été repris en ajoutant l'instrumentation. Les connexions ont été définies de manière à coupler les mêmes degrés de liberté pour les deux approches:

- Crochet/vertèbre: toutes les translations sont couplées ainsi que la rotation autour d'un axe tangent à la tige;
- Vis/vertèbre: tous les degrés de liberté sont couplés, sauf la rotation autour de l'axe longitudinal de la vis;
- Vis ou crochet/tige: tous les degrés de liberté sont couplés, sauf la rotation autour de l'axe longitudinal de la tige.

Des procédures mécaniques reproduisant les manoeuvres chirurgicales ont été appliquées sur les deux modèles. Ces procédures, conçues de manière à être le plus semblables possible, sont divisées en trois étapes:

1) Translation et accrochage des crochets et vis sur la tige;

2) Rotation de la tige de 90°;

3) Verrouillage des crochets et vis sur la tige et relâchement du chargement.

Dans le cas du modèle par éléments finis, ces procédures sont tirées de Gardner-Morse & Stokes (1994). La translation des crochets et vis sur la tige est produite en introduisant des éléments intermédiaires qui sont raccourcis à l'aide d'un chargement thermique de refroidissement. La rotation de la tige est effectuée autour d'un axe mobile défini au centre de la tige et orienté selon l'axe joignant les deux extrémités de la tige. Des éléments (COMBIN7) reproduisant le comportement de rotules se barrant après une rotation de 90 degrés sont introduits entre les éléments intermédiaires et la tige. Afin d'assurer un verrouillage de l'ensemble des crochets et vis sur la tige, une rotation de 100° a été imposée à la tige et les rotations maximales des éléments rotules ont été fixées individuellement de manière à provoquer un verrouillage simultané. La détermination des rotations maximales a nécessité plusieurs itérations de la simulation des manoeuvres. Enfin, toutes les charges externes ont été relâchées.

Pour le modèle cinétique avec mécanismes flexibles, la première étape est produite en imposant une translation à la tige et en insérant un joint cylindrique aux points de liaison entre les crochet/vis et la tige. Puisque la tige est rigide, les distances entre les

crochet/vis et la tige sont minimisées avant tout déplacement des crochets et vis. Un moment est ensuite appliqué à la tige autour de l'axe formé par ses deux extrémités jusqu'à ce qu'une rotation de 90° soit atteinte de manière à reproduire la manoeuvre de "dérotation". L'amplitude du moment est calculée en appliquant un chargement de 25 Nm (suffisant pour dépasser 90°), puis en interpolant le moment requis pour une rotation de 90° à partir des résultats de la simulation. Le verrouillage des crochets et vis sur la tige est obtenu en couplant tous les degrés de liberté à l'aide de joints fixes. Finalement, le moment est graduellement relâché jusqu'à ce qu'aucun chargement actif ne soit appliqué sur la tige. Comme pour l'étude précédente, les positions vertébrales ont été comparées pour les deux approches de modélisation.

2.8.3- Comparaison des simulations sur 3 modèles biomécaniques

Les procédures de simulation des manoeuvres chirurgicales décrites à la section 2.7.2 ont aussi été appliquées sur trois approches de modélisation différentes:

1) Modèle UVM avec décentrement de 30mm vers l'arrière et sans la cage thoracique (voir section 1.3.3.2);

2) Modèle S3D3 sans la cage thoracique, le bassin et les éléments de contact (voir section 1.3.3.1);

Pour ces deux premiers modèles, les non-linéarités géométriques disponibles dans le logiciel ANSYS étaient actives.

3) Modèle cinétique avec mécanismes flexibles (sans décentrements).

Des fichiers contenant le modèle UVM personnalisé à la géométrie pré-opératoire de 11 patients scoliotiques avec courbure thoracique droite (âge:15±2 ans; Cobb: 60±11°) ont

été fournis par I.A.F. Stokes et M. Gardner-Morse de l'Université du Vermont. Pour chacun de ces cas, les modèles S3D3 et cinétiques avec mécanismes flexibles ont aussi été générés. Ces patients ont été opérés avec une instrumentation Cotrel-Dubousset, et des radiographies post-opératoires ont été prises de manière à documenter les corrections et à les comparer avec les résultats des simulations.

Les conditions limites employées sont décrites à la section 2.8.2. Les types de connexions utilisées sont les mêmes que celles définies à la section 2.8.2 pour les approches par éléments finis et à la section 2.5.1 pour l'approche cinétique avec mécanismes flexibles. Les indices géométriques utilisés pour comparer les résultats des simulations aux radiographies post-opératoires sont présentés à la section 2.6.3. Des valeurs moyennes et des écarts-types ont été évalués et comparés pour chaque étape de simulation. Étant donné le faible nombre de patients et les différences importantes dans les géométries spinales initiales des patients, aucune étude statistique n'a été produite à partir de ces résultats.

Enfin, des critères techniques de temps de calcul par simulation, de tolérance de convergence, de résolution des simulations, de formulation des modèles, de non-linéarités, de caractéristiques des étapes de simulation et de types de résultats disponibles ont permis une comparaison qualitative complémentaire des 3 modèles biomécaniques.

CHAPITRE III - RÉSULTATS

Ce chapitre est divisé en quatre sections, soit les résultats de l'évaluation du processus de segmentation de la tige, de l'étude des cas simulés, de l'étude de sensibilité de l'approche de modélisation cinétique avec mécanismes flexibles et enfin de la comparaison avec des approches de modélisation par éléments finis.

3.1- Évaluation de la segmentation de la tige

La figure 3.1 compare, dans 2 plans orthogonaux, une tige segmentée à partir de 4 points aux mesures prises à l'aide d'un numériseur électromagnétique. Les erreurs moyennes et les écarts-types de reconstruction attribuées à la segmentation à partir de 4, 5 et 6 points sont respectivement de 1.0±1.2 mm, 0.6±0.7 mm et 0.3±0.3 mm. Dans le cas des segmentations à 4 et 5 points, les erreurs maximales occasionnées par la segmentation sont respectivement de 4.0 mm et 2.4 mm, et sont obtenues aux extrémités de la tige, principalement dans le plan XZ.

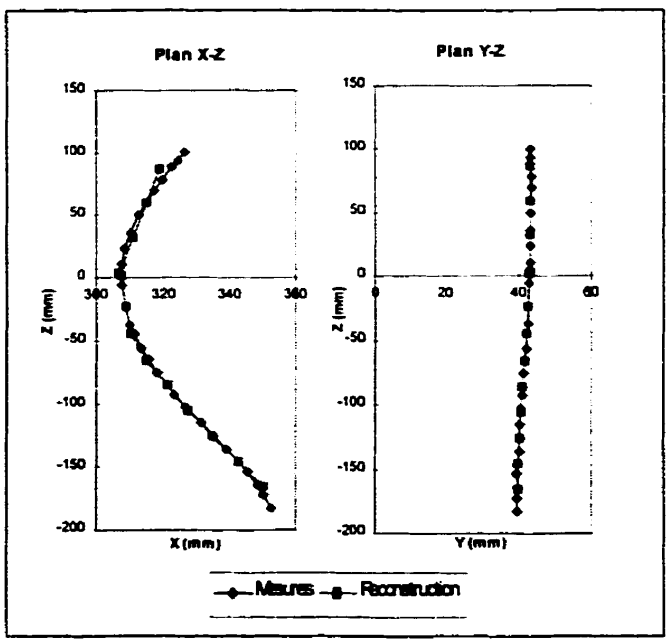


Figure 3.1: Segmentation d'une tige à partir de 4 points

3.2- Études de cas

Cette section présente les résultats des simulations de manoeuvres chirurgicales effectuées à l'aide du modèle cinétique avec mécanismes flexibles personnalisé à la géométrie peropératoire du spécimen physique et de 2 patients.

3.2.1- Spécimen physique

Afin d'apprécier graphiquement l'adéquation du modèle biomécanique par rapport aux données mesurées, le segment rachidien instrumenté a été tracé dans le plan frontal aux différentes phases des manœuvres chirurgicales et des simulations (figure 3.2).

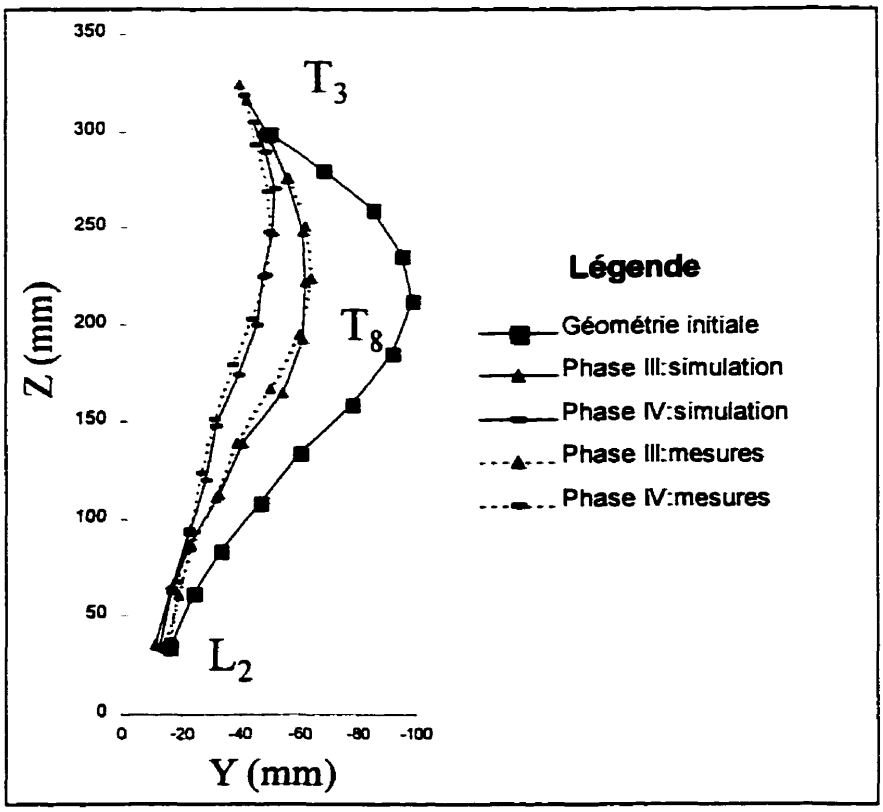


Figure 3.2: Simulations et mesures du segment instrumenté du spécimen physique dans le plan frontal

La figure 3.3 illustre le modèle biomécanique aux différentes phases de simulation des manœuvres chirurgicales pour le cas du modèle physique. On y observe un redressement graduel du rachis, des rotations vertébrales plus prononcées près de l'apex et une réorientation de la tige dans le plan sagittal (rotation: 122°) à la phase IV.

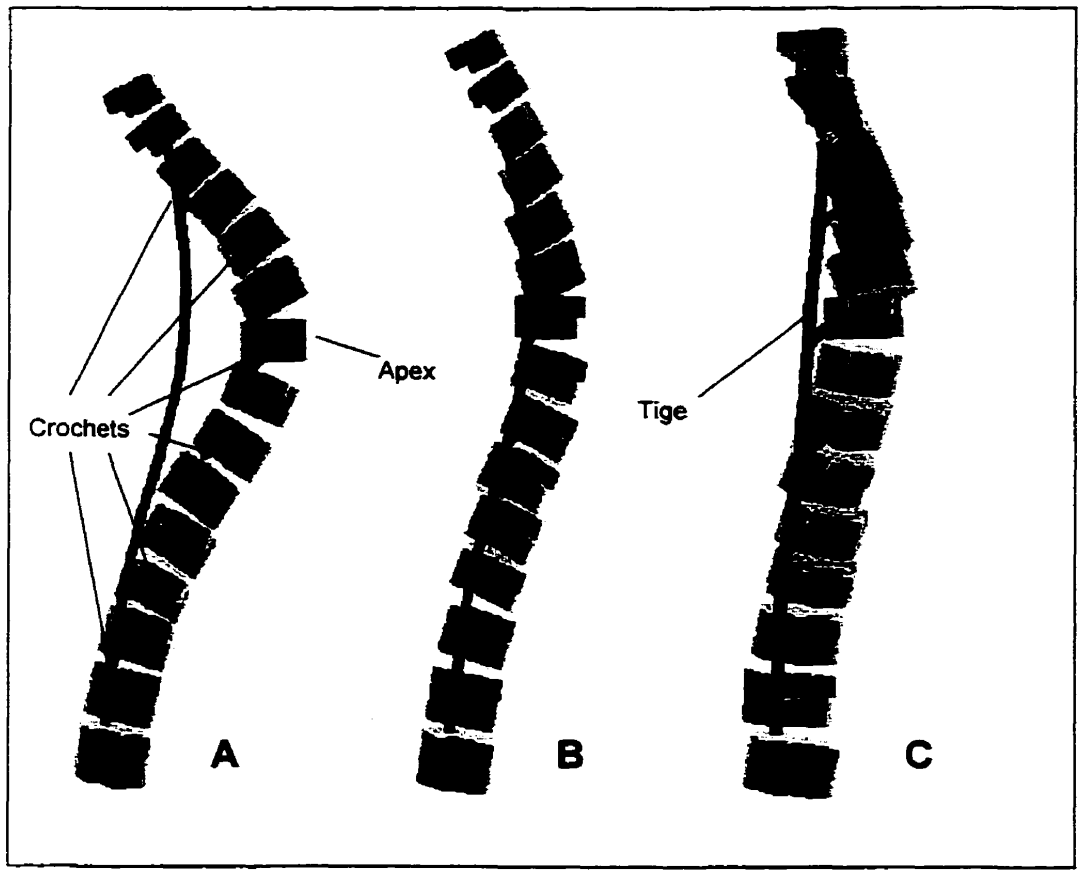


Figure 3.3: Vue postéro-antérieure du modèle biomécanique lors des phases per-opératoires
A) phase II : après l'installation des crochets/vis sur le rachis et l'insertion de la tige du côté de la concavité de la courbure scoliotique;
B) phase III : après l'accrochage des crochets/vis sur la tige;
C) phase IV : après la rotation de la première tige.

Des déformations supérieures à 10% des éléments poutres représentant les unités fonctionnelles ont été obtenues lors de l'étape du déplacement des crochets et vis sur la tige. Les indices de courbure calculés à partir des résultats de simulation et des

mesures expérimentales sont présentés au tableau 3.1. Lors des manoeuvres expérimentales d'instrumentation, 64% de la correction au niveau thoracique a été produite par l'accrochage des crochets et vis sur la tige tandis qu'elle se situe à 57% pour les simulations. Dans ce cas, des sous-corrections de 6.7° et 4.6° ont été trouvées pour les phases III et IV, respectivement. Les courbures lombaires ont été sur-corrigées de 4.5° à la phase III et de 7.3° à la phase IV. L'orientation des vertèbres et les courbures sagittales n'ont pas été employées pour fins de comparaison car les déformations scoliotiques constituées sur le spécimen physique n'incluaient pas les rotations vertébrales et ne reproduisaient pas des coubures sagittales physiologiques. L'importante translation crâniale de T_3 lors du déplacement des crochets et vis sur la tige (26 mm) est due au redressement du rachis. Les résultats de ses simulations ont été publiés dans les Annales de chirurgie (Poulin et coll., 1998; annexe I).

Tableau 3.1: Comparaison des courbures frontales calculées à partir des simulations et mesurées aux différentes phases peropératoires sur le spécimen physique

	Phase II (mesures)	Phase III		Phase IV	
		Mesures	Simulation	Mesures	Simulation
Cobb frontal					
Thoracique	78.3°	43.6°	50.3°	24.5°	29.1°
Lombaire	30.8°	16.5°	12.0°	10.7°	3.4°

3.2.2- Patient 1260257

Le segment rachidien instrumenté a été tracé dans les plans frontal et sagittal aux différentes phases des manœuvres chirurgicales et des simulations (figure 3.4). Les déformations scoliotiques peropératoires (phase II) de ce patient sont moins importantes que celles du spécimen physique (Cobb thoracique: 32.5°; soit 58% de moins que le spécimen physique). Des déformations supérieures à 10% des éléments

poutres représentant les unités fonctionnelles ont été obtenues lors de l'étape de rotation de la tige. Un déplacement significatif des extrémités du rachis dans le plan transverse (14 mm à la phase III et 15 mm additionnels à la phase IV) a été mesuré lors des manoeuvres d'instrumentation. Bien que la modélisation des vertèbres non-instrumentées ait permis le déplacement des extrémités du segment instrumenté, des altérations aux résultats sont nécessairement engendrées par l'application des conditions limites.

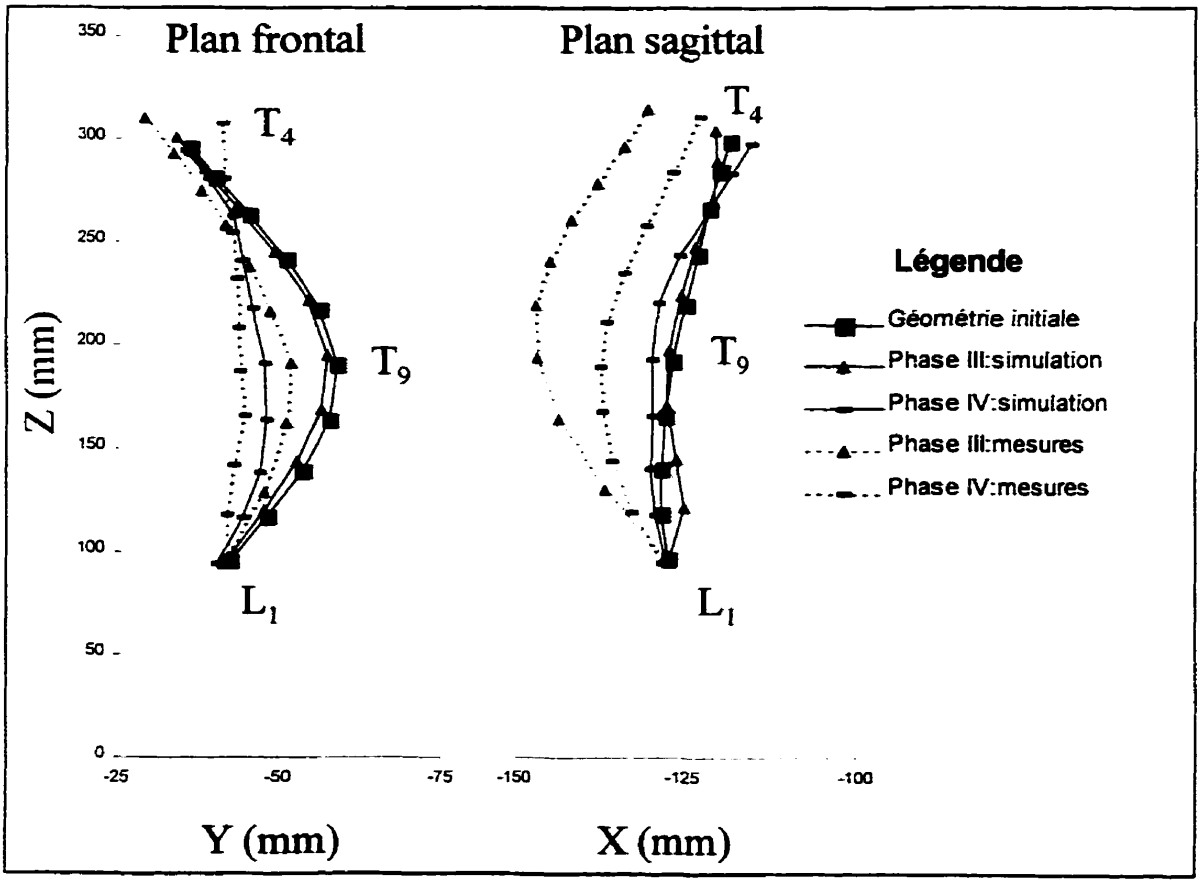


Figure 3.4: Simulations et mesures du segment instrumenté du patient 1260257

Des incohérences occasionnées par la technique de recalage et les erreurs de mesure ont limité l'analyse des géométries rachidiennes aux courbures thoraciques dans les

plans frontal et sagittal (tableau 3.2). À la phase III, les résultats des simulations prédisent une courbure frontale à peu près identique à celle mesurée (différence de 0.6° de l'angle de Cobb). À la phase IV, une sous-correction de 6.1° est prédite par la simulation. Par ailleurs, les mesures peropératoires révèlent une augmentation des courbures dans le plan sagittal lors du déplacement des crochets sur la tige, puis une réduction suite à la rotation de la tige. Ce phénomène n'est pas reproduit par le modèle biomécanique qui prédit une correction graduelle de ces courbures. Toutefois, la cyphose est reproduite à 70% suite à l'étape finale des simulations. Les résultats de ces simulations ont été publiés dans les Annales de chirurgie (Poulin et coll., 1998; annexe I).

Tableau 3.2: Comparaison des courbures calculées à partir des simulations et mesurées aux différentes phases peropératoires sur le patient 1260257

	Phase II	Phase III		Phase IV	
	(mesures)	Mesures	Simulation	Mesures	Simulation
Cobb frontal Thoracique	32.5°	30.4°	29.8°	8.7°	14.8°
Cyphose	8.4°	33.1°	9.7°	24.6°	17.1°

3.2.3- Patient 1331204

Le segment rachidien instrumenté a été tracé dans les plans frontal et sagittal aux différentes phases des manœuvres chirurgicales et des simulations (figure 3.5). La vertèbre T_3 n'est pas incluse dans la courbe des mesures à la phase IV des manoeuvres chirurgicales car elle n'était pas visible sur les radiographies peropératoires. L'absence de cyphose dans les données à la phase IV des mesures peropératoires est due au redressement de la tige lors de l'intervention chirurgicale. Ce redressement peropératoire explique aussi les importantes différences dans les corrections chirurgicales obtenues dans le plan sagittal pour les patients 1260257 et 1331204. Un déplacement significatif des extrémités du rachis (25 mm à la phase III et

15 mm de plus à la phase IV) a été mesuré lors des manoeuvres d'instrumentation. Comme pour le patient précédent, des altérations aux résultats sont occasionnées par l'application des conditions limites.

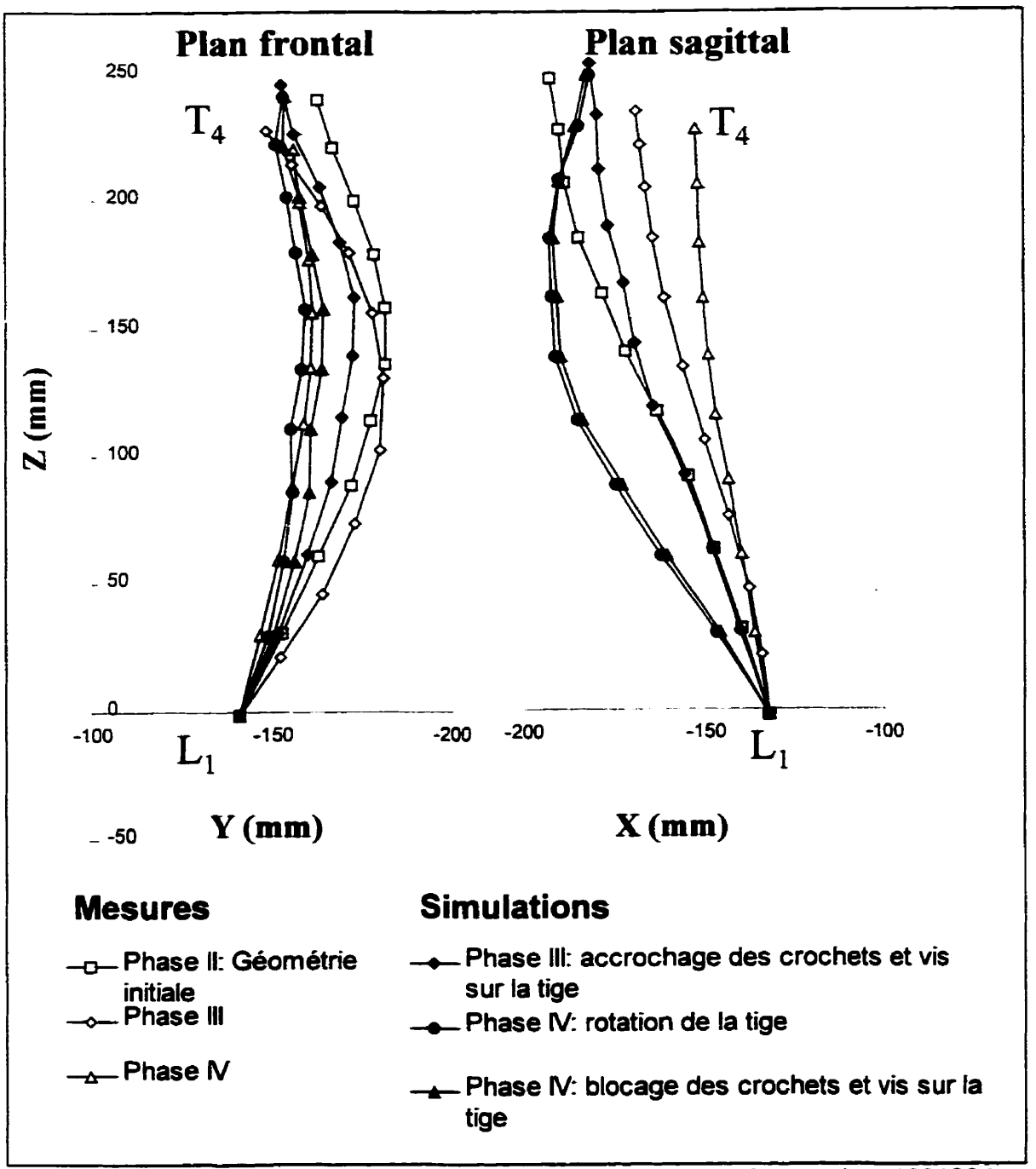


Figure 3.5: Simulations et mesures du segment instrumenté du patient 1331204

Un allongement du rachis de 4 mm a été provoqué par le déplacement des crochets et vis sur la première tige. L'application d'un couple sur la tige à l'étape 2 des simulations a engendré une rotation de la tige de 84°. Le retour élastique associé au blocage des crochets et vis et au relâchement de la tige a provoqué une rotation de 10° de la tige dans la direction opposée. Des déformations supérieures à 10% des éléments poutres représentant les unités fonctionnelles ont été obtenues lors de l'étape de rotation de la tige. Les indices géométriques calculés à partir des simulations et mesurés aux différentes phases peropératoires sont présentés au tableau 3.3. Une adéquation a été obtenue dans le plan frontal où les corrections chirugicales ont été reproduites à 83% par les simulations. Cependant, la manoeuvre de rotation simulée avec une tige rigide a introduit une cyphose supérieure de 32° aux corrections chirurgicales. Ce phénomène a provoqué des rotations vertébrales, ce qui a réduit l'adéquation des simulations aux mesures peropératoires pour l'orientation de la vertèbre apicale et l'angle apical. Par contre, l'orientation du plan de déformation maximale est comparable aux mesures peropératoires (correction surévaluée de 4°).

Tableau 3.3: Comparaison des indices géométriques calculés à partir des simulations et mesurés aux différentes phases peropératoires sur le patient 1331204

Mesures: phase II	34°	18°	-5.4°	45°	11°
Déplacement des crochets sur la première tige	36°	16°	-8.4°	23°	12°
Mesures: phase III	42°	17°	-18.2°	33°	14°
Rotation de la tige	11°	41°	-10.6°	76°	60°
Blocage des crochets sur la première tige	14°	42°	-0.7°	66°	50°
Mesures: phase IV	10°	10°	-8.5°	44°	46°

*Plan sagittal: 90°; Plan frontal: 0°

3.3- Études de sensibilité

3.3.1- Conditions limites

Le tableau 3.4 présente, pour les 2 étapes de simulation, les valeurs absolues des différences de position vertébrale, d'orientation vertébrale, d'angle de Cobb et de cyphose associées à la libération des degrés de liberté en rotation sagittale aux deux extrémités du segment modélisé et de la translation dans l'axe crânial-caudal à l'extrémité supérieure. Les valeurs présentées dans les 3 colonnes de droite correspondent à la moyenne et à l'écart-type de l'ensemble des vertèbres instrumentées pour les conditions limites imposées respectivement aux extrémités des segments T_1-L_5, T_2-L_4 et T_3-L_3. Les variations minimes des indices lors du déplacement des crochets et vis sur la tige sont attribuées au faible déplacement du rachis lors des simulations (figure 3.4). Les conditions limites testées ont peu d'influence, sauf dans la direction des degrés de liberté relâchés (translation en Z et rotation en Y) et sur la rotation axiale. Ces déplacements sont associés au redressement du rachis ainsi qu'à la réorientation du rachis au niveau cervical lors des manoeuvres chirurgicales. La réduction de la translation crâniale-caudale en fonction de l'allongement du segment rachidien (surtout lors de l'étape de rotation de la tige) suggère que l'effet des conditions limites sur le segment instrumenté est atténué par les vertèbres non-instrumentées modélisées.

Tableau 3.4: Influence des conditions limites en fonction du nombre de vertèbres non instrumentées modélisées (moyennes et écarts-types des valeurs absolues des différences entre les 2 simulations)

	Indice	Segment T1-L5	Segment T7-L5	Segment T9-L5
Phase III: Déplacement des crochets et vis sur la tige	Ux (mm)	0.0 ± 0.1	0.1 ± 0.1	0.1 ± 0.1
	Uy (mm)	0.1 ± 0.1	0.1 ± 0.1	0.1 ± 0.1
	Uz (mm)	0.1 ± 0.1	0.1 ± 0.1	0.1 ± 0.1
	RotX (°)	0.2 ± 0.4	0.3 ± 0.5	0.5 ± 0.7
	RotY (°)	1.4 ± 1.3	1.7 ± 1.6	2.0 ± 1.9
	RotZ (°)	0.8 ± 0.9	1.0 ± 1.0	0.9 ± 1.0
	Cobb th (°)	0.2	0.3	0.5
	Cyphose (°)	0.0	0.0	0.1
Phase IV: Rotation de la tige	Ux (mm)	0.4 ± 0.2	0.3 ± 0.3	0.5 ± 0.4
	Uy (mm)	0.5 ± 0.3	0.3 ± 0.2	0.4 ± 0.3
	Uz (mm)	1.5 ± 0.3	2.0 ± 0.3	2.7 ± 0.4
	RotX (°)	0.4 ± 0.2	0.3 ± 0.3	0.3 ± 0.6
	RotY (°)	1.4 ± 1.4	1.6 ± 1.6	1.9 ± 1.8
	RotZ (°)	0.8 ± 0.4	0.8 ± 0.6	1.0 ± 1.0
	Cobb th (°)	0.2	0.2	0.2
	Cyphose (°)	0.1	0.2	0.4

3.3.2- Autres études

Des indices géométriques pour chaque manoeuvre chirurgicale simulée, calculés à partir de 6 variantes (décrites à la section 2.7.2) de la simulation de base du patient 1331204, sont présentés dans le tableau 3.5 afin de montrer l'influence des paramètres testés. Des difficultés de convergence ont empêché la résolution de l'étape de blocage des crochets et vis sur une tige déformable (variante 6).

L'influence des variantes augmente principalement l'effet de la rotation de la tige sur la rotation axiale de la vertèbre apicale. En particulier, la libération des degrés de liberté en rotation à l'extrémité supérieure du rachis (variante 1) provoque des rotations axiales supérieure de 14.6° et 11.2° par rapport à la simulation de base aux étapes de simulation 2 et 3 respectivement. Comme à la section 3.3.1, les conditions limites ont peu d'influence sur les indices ne correspondant pas aux degrés de liberté relâchés (angle de Cobb, cyphose, angle apical et plan de déformation maximale).

Les propriétés biomécaniques des joints entre les crochets et les vertèbres influencent aussi la rotation axiale de la vertèbre apicale. De plus, la modification de ces propriétés (variantes 2 et 3) entraîne une variation dans les chargements transmis de l'instrumentation au rachis (particulièrement lors de la rotation de la tige), ce qui déplace l'angle apical vers le plan sagittal et change l'orientation du plan de déformation maximale. Dans le cas d'une limite de rotation de 10° (variante 2), le couplage des degrés de liberté en rotation a été assoupli par rapport la simulation de base (pas d'ajout de joint fixe). Ainsi, les chargements transmis au rachis sont inférieurs et le plan de déformation maximale reste plus près du plan frontal (36°). Lorsque la limite de rotation est fixée à 1° (variante 3), l'effet est inversé et le plan de déformation maximale (60°) se déplace vers le plan sagittal.

L'effet du décentrement postérieur (variante 4) est plus prononcé lors du déplacement des crochets et vis sur la tige et concerne principalement les courbures frontales et sagittales (respectivement, réduction de 9° et 3° par rapport à la simulation de base), ce qui engendre un déplacement du plan de déformation maximale vers le plan sagittal (jusqu'à 26°). L'augmentation de la rigidité du rachis modélisé suite au couplage des déplacements avec l'instrumentation (à l'étape 2) réduit l'influence du décentrement pendant la rotation de la tige et le blocage des crochets et vis sur la tige.

Les déformations peropératoires de la tige introduisent des erreurs dans le calcul de l'axe instantané de rotation. Ainsi, pour ce patient, l'usage d'un axe instantané de rotation (variante 5) n'a produit, aux étapes de simulation 2 et 3, que 4% de la correction à la géométrie spinale obtenue à l'aide d'un moment. Par exemple, la correction à l'angle de Cobb associée à la rotation de la tige est de 1° au lieu de 25°.

Les paramètres testés ont peu d'effet sur l'angle de Cobb final, et seule l'utilisation d'une tige déformable (variante 6) permet de réduire significativement la cyphose générée lors de la rotation de la tige avec la simulation de base. Cette diminution des courbes dans le plan sagittal (7° lors de la rotation de la tige) a entraîné un déplacement significatif du plan de déformation maximale vers le plan sagittal (jusqu'à 90°) peu représentatif des mesures peropératoires.

Tableau 3.5: Indices géométriques pour les simulations de l'étude de sensibilité

Phase I	**Mesures**	**34°**	**18°**	**-5.4°**	**45°**	**11°**
	Simulation de base	36°	16°	-8.4°	23°	12°
	1	36°	14°	-11.8°	22°	11°
	2	36°	16°	-8.4°	23°	12°
	Variantes* 3	36°	18°	-5.5°	25°	12°
	4	27°	13°	-5.3°	22°	26°
	5	36°	16°	-8.4°	23°	12°
	6	33°	21°	-5.7°	32°	7°
Phase II	**Mesures**	**42°**	**17°**	**-18.2°**	**33°**	**14°**
	Simulation de base	11°	41°	-10.6°	76°	60°
	1	9°	38°	-25.0°	83°	69°
	2	6°	44°	-15.5°	82°	49°
	Variantes* 3	9°	43°	-12.9°	78°	71°
	4	12°	40°	-12.7°	81°	63°
	5†	35°	18°	-11.0°	29°	17°
	6	12°	34°	-10.9°	63°	90°
	Simulation de base	14°	42°	-0.7°	66°	50°
	1	14°	39°	-11.9°	70°	55°
	2	11°	45°	-6.5°	73°	36°
	Variantes* 3	13°	43°	-3.9°	70°	60°
	4	17°	37°	-2.2°	71°	53°
	5†	37°	16°	-1.9°	23°	8°
	6	***	***	***	***	***
	Mesures	**10°**	**10°**	**-8.5°**	**44°**	**46°**

*voir section 2.7.2 pour la description des variantes
**plan sagittal: 90°; Plan frontal: 0°
***les simulations n'ont pas convergé
† pour cette variante, l'effet de cette étape est négligeable

3.3.3- Synthèse des études de sensibilité

En résumé, les résultats suivants ont été obtenus pour l'ensemble des études de sensibilité:

- Les conditions limites en rotation ont peu d'effet, sauf dans la direction des degrés de liberté relâchés.
- Le couplage des degrés de liberté aux joints crochets/vertèbres influencent la transmission du chargement de l'instrumentation au rachis.
- Les erreurs de calcul pour l'axe instantané de rotation associées au changement peropératoire de la forme de la tige peuvent impliquer que la simulation de la rotation de la tige produira des corrections négligeables sur le rachis.
- L'utilisation d'une tige déformable réduit certaines déformations inappropriées (création d'une cyphose importante) engendrées par la modélisation rigide de l'instrumentation.
- Les indices géométriques locaux comme la rotation axiale de la vertèbre apicale sont plus affectés par les paramètres testés que les indices globaux comme l'angle de Cobb ou l'orientation du plan de déformation maximale.

3.4- Comparaison des approches cinétique avec mécanismes flexibles et par éléments finis

3.4.1- Unités fonctionnelles

Des différences maximales de 5% entre le comportement des unités fonctionnelles des approches cinétique avec mécanismes flexibles et par éléments finis non-linéaires ont été trouvées au niveau des déplacements sous un chargement de 45 Nm (tableau 3.6). Une translation selon l'axe crânial-caudal (0.31 mm) lors du chargement en inflexion

latérale est obtenue avec l'approche par éléments finis non-linéaires. Seul ce déplacement n'est pas reproduit par l'approche cinétique avec mécanismes flexibles. Le chargement en flexion produit des translations selon l'axe X plus importantes pour les éléments finis linéaires, alors qu'aucune translation dans cette direction n'est obtenue lors du chargement en torsion. L'approche cinétique avec mécanismes flexibles se rapproche donc davantage de l'approche par éléments finis non-linéaires.

Tableau 3.6: Déplacements du noeud libre des unités fonctionnelles avec décentrement de 30 mm sous un chargement de 45 Nm

	Ux (mm)	1.68	3.56	1.66
	Uy (mm)	0	0	0
	Uz (mm)	-10.28	-10.68	-10.79
	RotX (°)	0	0	0
	RotY (°)	20.05	20.63	20.43
	RotZ (°)	0	0	0
	Ux (mm)	-2.25	0	-2.25
	Uy (mm)	11.39	11.69	11.41
	Uz (mm)	0	0	0
	RotX (°)	0	0	0
	RotY (°)	0	0	0
	RotZ (°)	22.32	22.34	22.34
	Ux (mm)	0	0	0
	Uy (mm)	-3.56	-3.50	-3.49
	Uz (mm)	0	0	0.31
	RotX (°)	20.04	20.05	20.05
	RotY (°)	0	0	0
	RotZ (°)	0	0	0

La figure 3.6 illustre la progression des déplacements des unités fonctionnelles selon le chargement imposé. Les déplacements nuls n'ont pas été représentés. Malgré la formulation linéaire des poutres, cette approche reproduit généralement le comportement des non-linéarités géométriques, tel qu'illustré par les translations en X sous chargements de flexion et torsion. L'effet des non-linéarités en flexion et en torsion est noté pour les chargements supérieurs à 10 Nm.

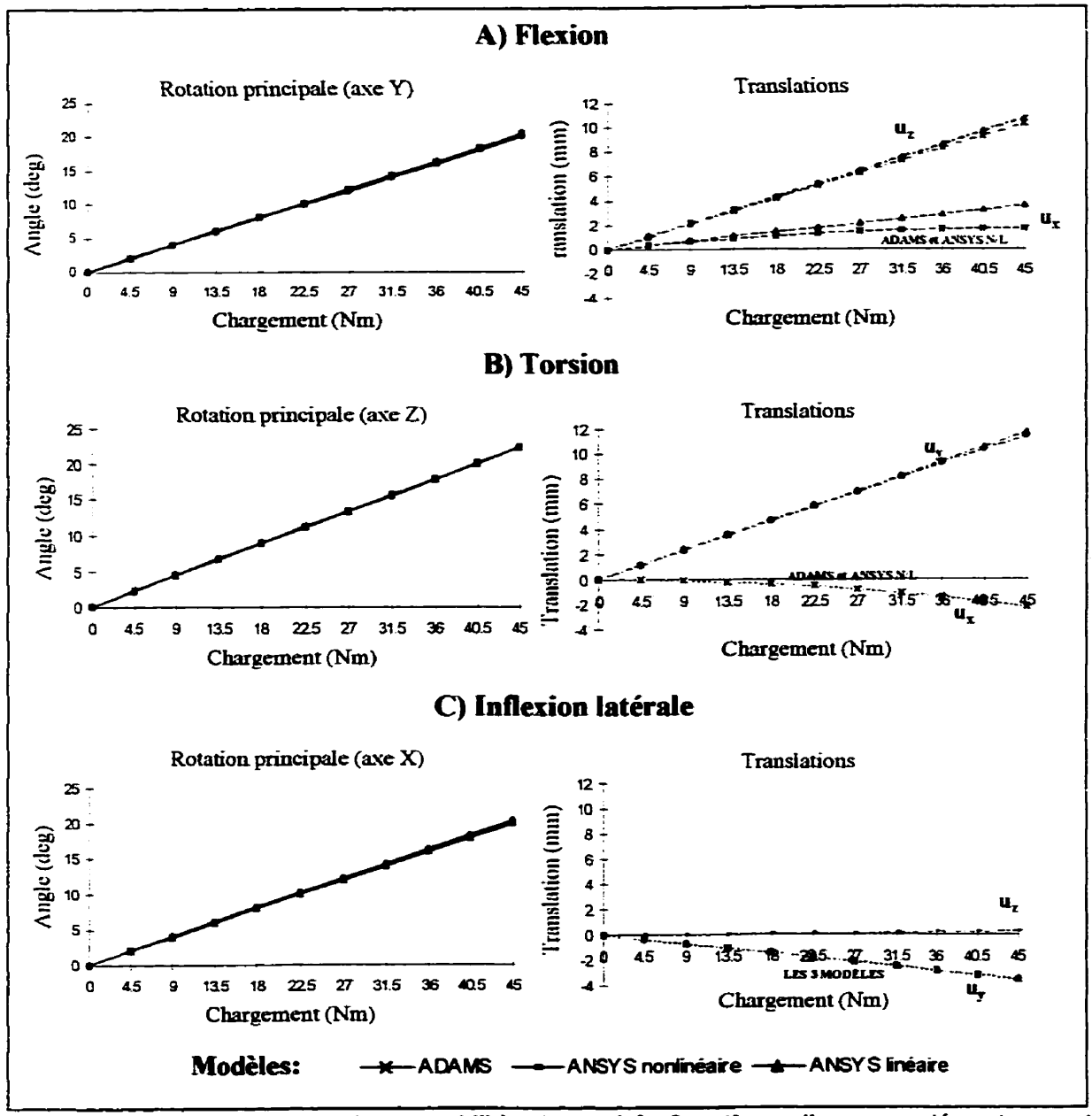


Figure 3.6: Déplacements du noeud libre des unités fonctionnelles avec décentrement de 30 mm chargées en A) Flexion; B) Torsion; C) Inflexion latérale

3.4.2- Segment rachidien

L'application de chargements identiques sur les modèles cinétique avec mécanismes flexibles et par éléments finis UVM (description de la méthode à la section 2.8.2) ont

provoqué des différences de 2.1±1.2 mm sur les positions vertébrales. Une partie de ces différences est attribuée aux géométries initiales car l'approche de modélisation UVM inclue un lissage qui provoque des déplacements 3D moyens de 1.5±0.9 mm des positions vertébrales. Les différences des positions vertébrales sont plus prononcées dans le plan sagittal car 52% de l'effet de l'algorithme de lissage est produit selon l'axe X. De plus, les différences entre les géométries initiales impliquent que les éléments poutres sont orientés de manière différente (jusqu'à 9°), ce qui modifie leur comportement pour un chargement identique.

La simulation des manoeuvres chirurgicales a causé des différences moyennes et écarts-types sur les positions vertébrales de 1.8 ± 1.2 mm, 3.8 ± 1.9 mm et 3.9 ± 2.0 mm aux phases II, III et IV respectivement. Puisqu'environ 1.5 mm en moyenne de ces différences pourrait être attribué aux géométries initiales, l'étape de rotation de la tige est principalement responsable des différences produites par l'ensembles des manoeuvres simulées. L'adéquation entre les deux modèles suite à l'étape finale des simulations est illustrée à la figure 3.7. Comme pour le test décrit au paragraphe précédent, l'algorithme de lissage introduit des différences entre les courbes plus prononcées dans le plan sagittal.

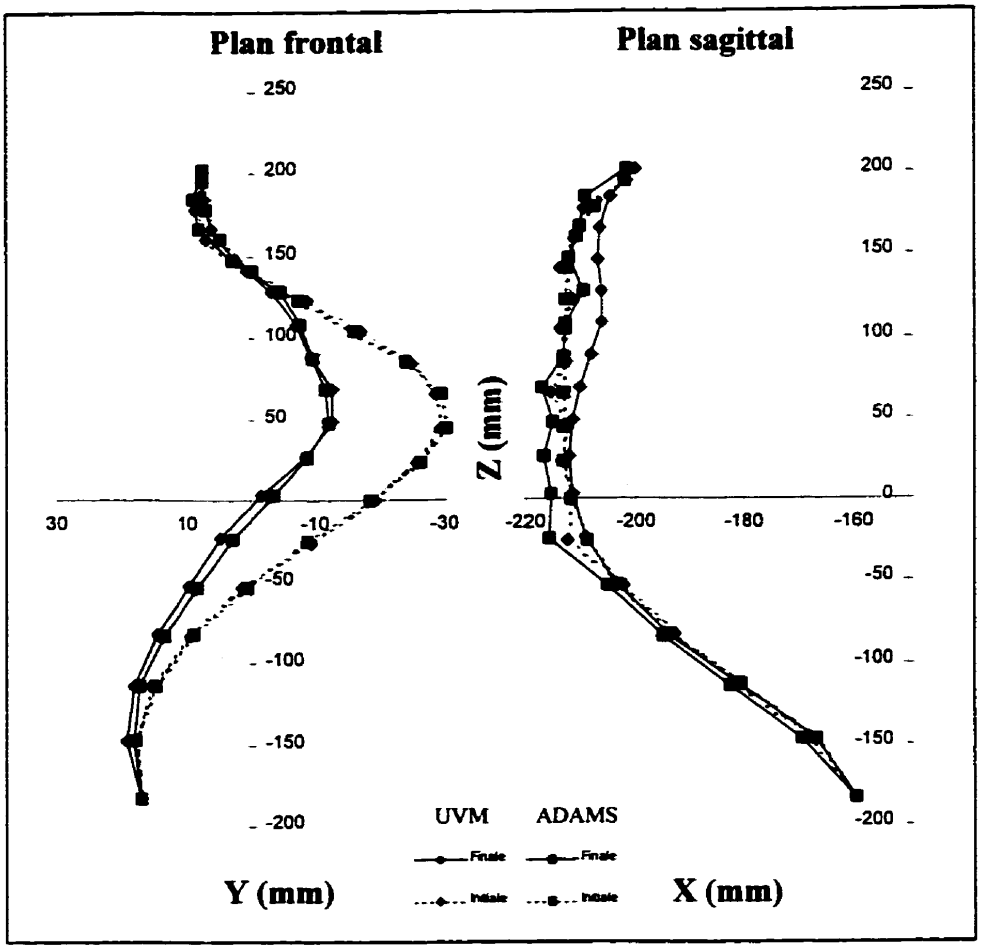


Figure 3.7: Étapes initiale et finale de la simulation d'instrumentation du patient 0960032 (l'échelle des axes X et Y a été amplifiée pour permettre de distinguer les différences de courbures)

3.4.3- Comparaison des 3 modèles biomécaniques

3.4.3.1- Comparaison des simulations d'instrumentation

Les simulations des manoeuvres chirurgicales réalisées sur les modèles par éléments finis S3D3 et UVM, ainsi que sur le modèle cinétique avec mécanismes flexibles ont entraîné, pour tous les patients, une diminution de l'angle de Cobb (figures 3.8 et 3.13 A). Une grande variabilité du comportement de la cyphose a été observée lors de la chirurgie (figure 3.9). Cet indice a été prédit avec une différence inférieure à 5° par

rapport aux mesures post-opératoires chez 5 patients pour le modèle UVM et 4 patients pour les modèles ADAMS et S3D3. Chez tous les patients, les corrections chirurgicales déplacent l'angle apical et le plan de déformation maximale vers le plan sagittal (90°), ce qui a été prédit pour 9 cas simulés par chacun des modèles biomécaniques (figure 3.10 et 3.11). Enfin, une grande variabilité de la rotation axiale à l'apex a été observée lors de la chirurgie. La diminution de cet indice généralement obtenue durant la chirurgie (10 cas) n'est reproduite que chez 5 patients par le modèle UVM et 1 patient par les modèles S3D3 et ADAMS (figure 3.12).

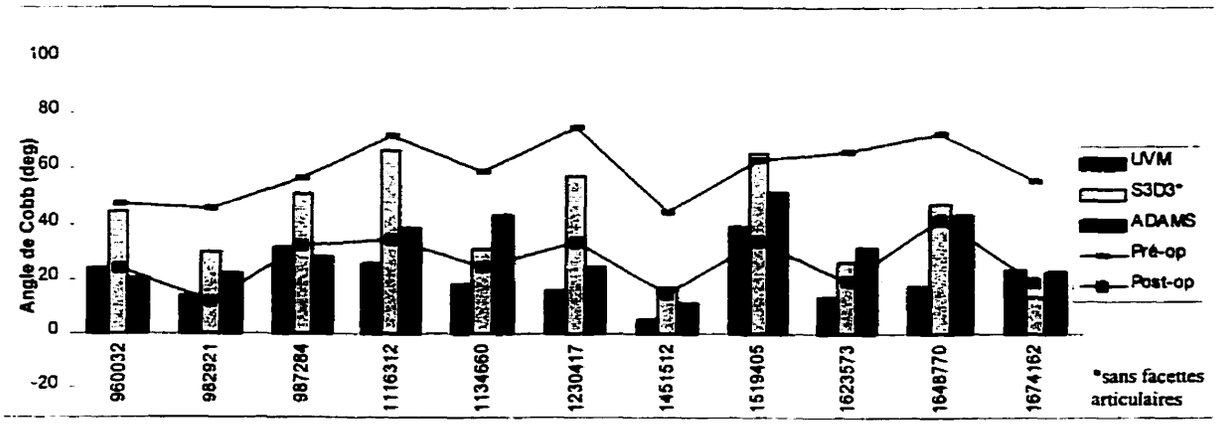


Figure 3.8: Angle de Cobb à la phase IV

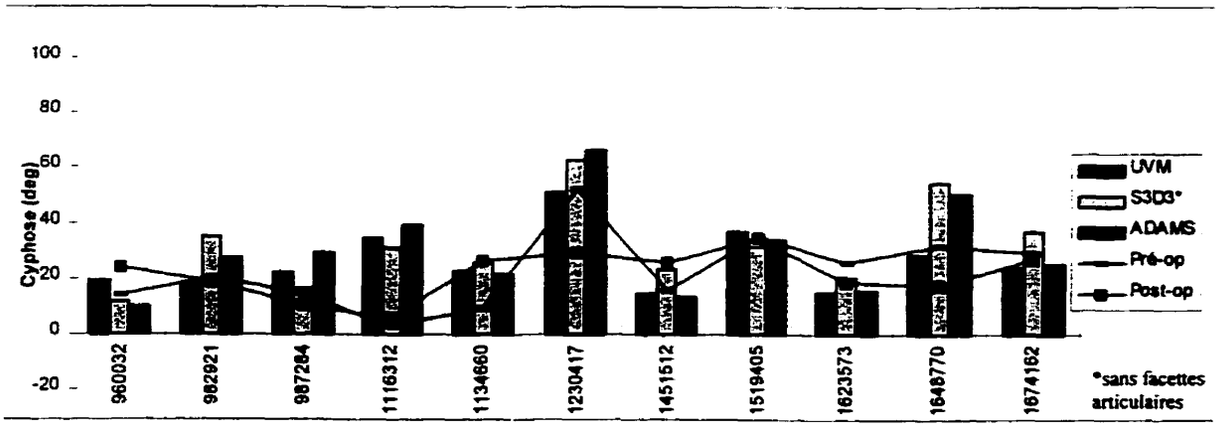


Figure 3.9: Cyphose à la phase IV

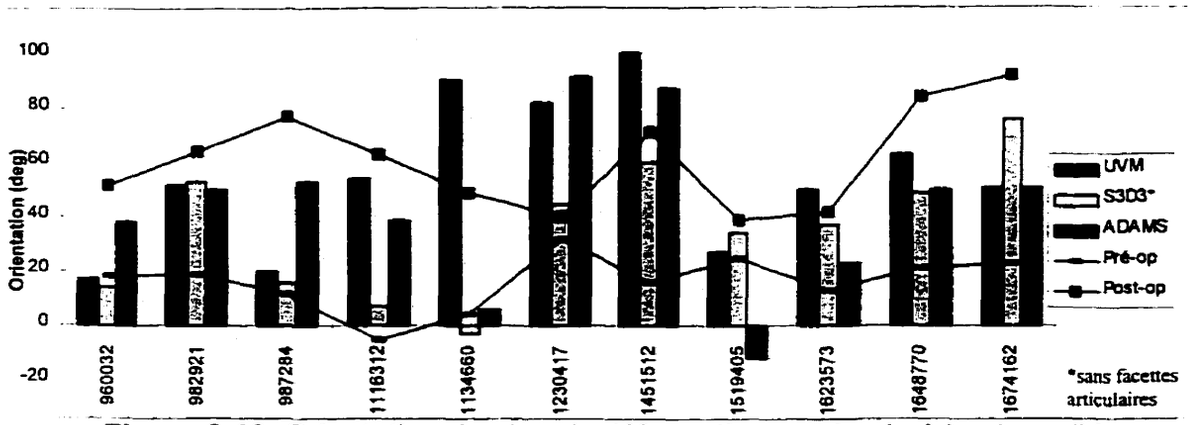


Figure 3.10: Orientation du plan de déformation maximale à la phase IV

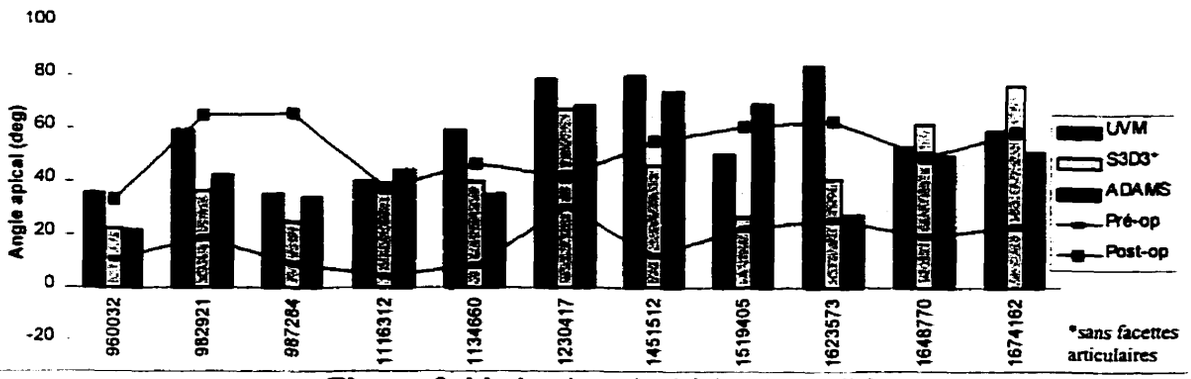


Figure 3.11: Angle apical à la phase IV

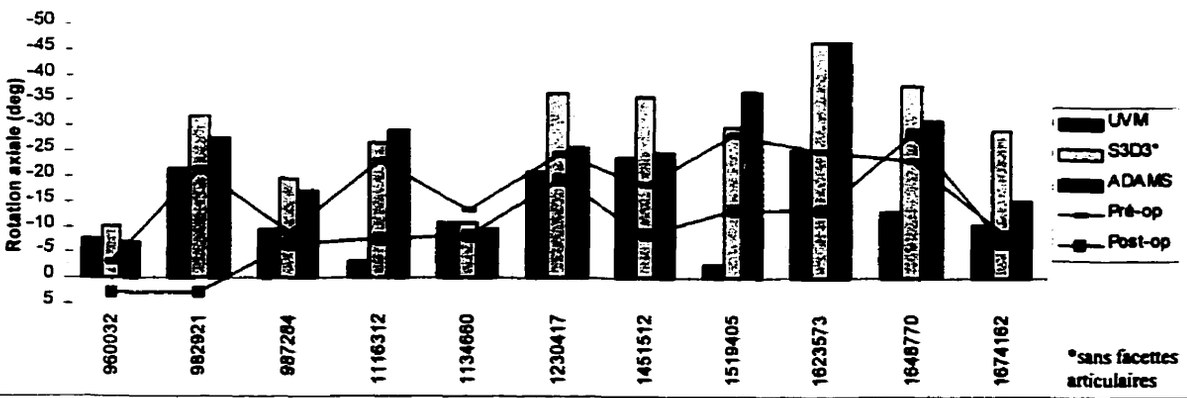


Figure 3.12: Rotation axiale de la vertèbre apicale à la phase IV

De façon globale, une correction aux deux premières étapes ainsi qu'une diminution de cette correction suite à l'étape 3 a été constatée pour l'orientation du plan de déformation maximale, l'angle apical et l'angle de Cobb (tableau 3.7). Toutefois, une plus grande variabilité a été notée pour l'orientation du plan de déformation maximale de chaque patient que pour l'angle de Cobb (figure 3.13). Le modèle S3D3 produit une plus grande variabilité de correction à l'angle de Cobb (figure 3.13 A) alors que la variabilité de l'orientation du plan de déformation maximale est plus importante pour le modèle UVM (figure 3.13 B). En se basant sur les valeurs moyennes, la rotation axiale de la vertèbre apicale a diminué (modèles UVM et S3D3) ou est demeuré stable (modèle ADAMS) lors de la translation des crochets et vis sur la tige (tableau 3.7). Durant cette étape, la cyphose est réduite pour le modèle UVM, est augmentée pour le modèle S3D3 et est restée stable pour le modèle cinétique avec mécanismes flexibles. La rotation de la tige a occasionné une augmentation significative de ces indices (dont particulièrement la rotation axiale à l'apex du modèle S3D3 qui, dans cette étude, ne comportait pas la modélisation des facettes articulaires), qui sont réduits suite à l'étape de fixation des crochets et vis sur la tige.

Aucune des approches de modélisation ne produit une meilleure adéquation avec les résultats post-opératoires pour l'ensemble des indices géométriques. Il faut cependant noter que ces géométries ont été obtenues en position debout alors que les manoeuvres chirurgicales simulées sont effectuées en position couchée. Globalement, le modèle UVM tend à produire une sur-correction alors que les modèles S3D3 et ADAMS tendent à sous-corriger.

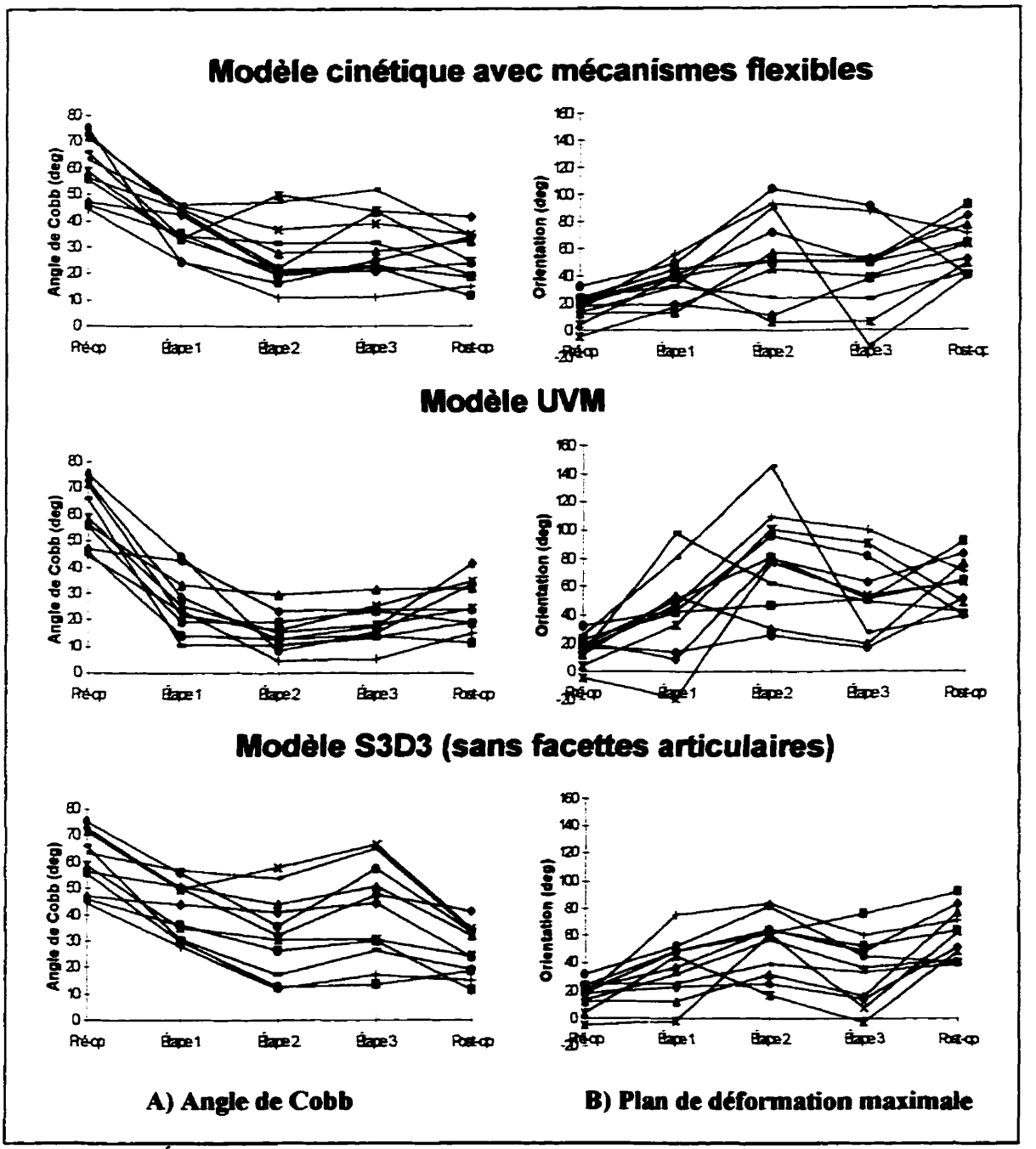


Figure 3.13: Évolution de l'angle de Cobb et de l'orientation du plan de déformation maximale lors des simulations pour les 11 patients

Tableau 3.7: Indices géométriques moyens aux étapes de simulation pour les trois approches de modélisation: UVM, S3D3 (sans facettes articulaires) et ADAMS

Angle de Cobb (°)	60± 11	27±11	42±11	37±8	10±17	33±16	28±12	21± 9	41±19	31±12	26± 10
Cyphose (°)	23± 14	18±12	29±11	23±10	27±11	38±16	32±22	26± 11	32±15	30±17	22± 8
Orientation du plan de déformation max.* (°)	16± 10	41±33	36±21	35±14	78±36	53±22	55±33	55± 27	35±24	43±31	61± 18
Angle apical* (°)	17± 8	43±20	31±11	29±10	65±16	60±18	52±21	58± 17	44±18	47±17	48± 17
Rotation axiale (°)	-21± 9	-14±7	-18±12	-21±11	-25±12	-48±14	-32±15	-14± 8	-29±11	-25±12	-13± 9

*0° correspond au plan frontal alors que 90° correspond au plan sagittal

3.4.3.2- Comparaison technique des approches de modélisation

Une comparaison des approches par éléments finis et cinétique avec mécanismes flexibles selon différents critères techniques (temps de calcul par simulation, tolérances de convergence, résolution des simulations, formulation des modèles, non-linéarités, caractéristiques des étapes de simulation et types de résultats) est présentée au tableau 3.8. Dans les différentes simulations, les tolérances ont été fixées arbitrairement afin de permettre la convergence. Avec le modèle UVM, la convergence de 3 cas a nécessité la spécification de plus petits incréments pour l'application des chargements. Les facettes articulaires n'ont pas été modélisées dans le modèle S3D3 de manière à réduire le temps de calcul (environ 11 heures) à 25 minutes par simulation. L'utilisation des éléments COMBIN7 dans les approches par éléments finis a nécessité la détermination par essais et erreurs d'angles de blocage spécifiques à chaque élément. Ainsi, ces approches ont exigé entre 2 et 20 simulations pour obtenir un verrouillage de tous les crochets et vis sur la tige alors que seulement 2 étaient requises par l'approche cinétique avec mécanismes flexibles.

Tableau 3.8: Comparaison technique des approches par éléments finis et cinétique avec mécanismes flexibles

Temps CPU pour 1 simulation	2.6 ± 2.4 min.	25.1 ± 6.8 min.	6.0 ± 1.8 min.
# de simulations requises	2 à 20	2 à 20	4
Tolérances de convergence	Déplacements : 0% Forces 0.04% Moments 0.05%	Déplacements: 1% Forces 1% Moments 1%	Déplacements 0.04% Forces : non spécifiés Moments: non spécifiés
Représentation des unités fonctionnelles	Partie antérieure et décentrement pour approximer la partie postérieure	Parties ant. et post. détaillées, facettes art. désactivées pour cette étude	Partie antérieure seulement
Résolution des simulations	Des différences de rigidité entre les éléments ($K_{min} << K_{max}$) causent des difficultés de convergence et des erreurs numériques		Bien adapté aux rigidités nulles des mécanismes
Formulation des modèles	Bien adapté à l'usage d'une tige déformable		La combinaison d'une tige déformable aux mécanismes de liaison avec les implants induit des difficultés de convergence
Non-linéarités	Comportement non-linéaire reproduit en introduisant un terme supplémentaire à la formulation de la matrice de rigidité		Les non-linéarités géométriques ne sont pas disponibles pour les éléments poutres (mais sont bien reproduites, voir section 3.4.1)
Étape de déplacement des crochets et vis sur la tige	La translation est produite à l'aide d'un processus de déformation thermique différent des manoeuvres du chirurgien		Déplacement de la tige et du rachis reproduit à l'aide de l'application d'une translation
Étape de rotation de la tige	Bien adapté à l'usage d'un axe mobile défini sur la tige		Une simulation supplémentaire est requise pour évaluer l'amplitude du moment à appliquer
Étape de verrouillage des crochets et vis sur la tige	Plusieurs (entre 2 et 20) simulations sont nécessaires pour obtenir un verrouillage de tous les crochets et vis		Bien adapté au verrouillage des crochets et vis en remplaçant les joints de connexion (2 simulations nécessaires)
Types de résultats	Géométrie rachidienne et contraintes internes disponibles comme types de résultats		Les contraintes internes et déformations ne sont pas fournies directement dans les résultats

3.4.4- Synthèse de l'étude comparative

Le comportement des unités fonctionnelles du modèle UVM et cinétique avec mécanismes flexibles est semblable. Toutefois, les différences de géométrie initiales associées aux algorithmes de lissages différents induisent des différences lorsque le modèle entier est employé. Au niveau des étapes de simulation, le modèle UVM nécessite la détermination par essais et erreurs de certains paramètres alors que le modèle cinétique avec mécanismes flexibles permet l'utilisation d'un processus méthodique. Cependant, des problèmes de convergence sont associés à l'utilisation d'une tige déformable avec le modèle cinétique avec mécanismes flexibles.

Lors de la comparaison des trois modèles biomécaniques, les différences importantes entre les géométries initiales de chaque patient (mis en évidence par les écarts-types) rendent inappropriées les études statistiques. Cependant, la progression des indices géométriques lors des simulations correspond au comportement attendu. Globalement, le modèle UVM tend à produire une sur-correction alors que les modèles S3D3 et cinétique avec mécanismes flexibles tendent à sous-corriger. Le temps de calcul total pour le modèle cinétique avec mécanismes flexibles est généralement moins important que pour les modèles par éléments finis. Les manoeuvres produites à l'aide du modèle cinétique avec mécanismes flexibles utilisent uniquement des chargements utilisés par le chirurgien, mais les résultats disponibles sont moins complet que pour les modèles par éléments finis.

CHAPITRE IV - DISCUSSION

Ce chapitre présente une discussion des différents aspects du projet de modélisation des manoeuvres chirurgicales d'instrumentation du rachis scoliotique. Il est divisé en 3 parties, soit les mesures peropératoires, la modélisation biomécanique et la simulation des manoeuvres chirurgicales.

4.1- Mesures peropératoires

La modélisation du rachis effectuée dans ce projet implique une personnalisation du modèle aussi bien au niveau géométrique que biomécanique. Pour ce faire, des données expérimentales et cliniques ont été mesurées et incorporées dans l'approche de modélisation. Cependant, ces données sont entachées d'incertitudes qui peuvent introduire des comportements inappropriés dans les simulations des manœuvres chirurgicales ainsi que des différences lors des comparaisons avec les résultats des simulations.

Par ailleurs, les modélisations réalisées dans ce projet ne tiennent pas compte de la cage thoracique. En effet, cette structure anatomique qui augmente la rigidité du rachis (Moe et coll., 1987) ne peut être atteinte à l'aide d'un numériseur lors de la chirurgie. De plus, sa reconstruction 3D à partir de radiographies selon la technique de Dansereau et coll. (1990) nécessite un cliché postéro-antérieur à 20° d'incidence. Ce cliché ne fait pas partie des radiographies peropératoires de routine, et n'est donc pas

disponible pour les reconstructions. Ainsi, l'effet de la cage thoracique sur les manœuvres chirurgicales n'a pas été considéré lors de ce projet.

4.1.1- Modèle physique

Des données géométriques ont été mesurées à l'aide d'un numériseur électromagnétique sur un modèle physique de plastique. Les erreurs de mesure sur ces données sont principalement associées à la précision du numériseur et aux erreurs sur l'identification des repères anatomiques. Puisque les mesures ont été effectuées dans un laboratoire où les interférences magnétiques étaient bien contrôlées, la précision du numériseur est estimée à 0.8mm d'après les travaux de Bellefleur et coll. (1994). L'identification des repères anatomiques ainsi que l'extrapolation des repères nécessaires à la reconstruction (centre des plateaux vertébraux) à partir de points accessibles sur le modèle physique (rebords des plateaux vertébraux) engendrent des erreurs de mesure estimées à environ 2mm (identification visuelle des repères), ce qui a permis l'adéquation entre les manoeuvres simulées et les mesures expérimentales.

4.1.2- Cas cliniques

Le numériseur électromagnétique a été employé pour la mesure des vertèbres exposées lors des chirurgies de patients réels. Les interférences magnétiques en salle d'opération, la faible visibilité des repères anatomiques et la technique de recalage point/surface sont responsables d'incertitudes de 5.3 mm en moyenne (Mac-Thiong et coll., 1998) lorsque 5 points au niveau thoracique et 8 points au niveau lombaire sont mesurés. De plus, les mesures aux phases peropératoires III et IV comptent seulement trois points pour réduire le prolongement du temps opératoire, ce qui augmente

probablement les erreurs rapportées par Mac-Thiong et coll. (1998). Ces erreurs de mesures ont introduit des incohérences, surtout au niveau des orientations vertébrales. Afin de réduire l'impact de ces erreurs, seules les données sur la position des vertèbres ont été employées pour fins de comparaison aux résultats des simulations. De plus, le premier protocole de mesures peropératoires a été rejeté par les chirurgiens étant donné le temps de mesure trop important.

Les travaux subséquents par Cheriet et coll. (1998) ont permis d'utiliser les radiographies peropératoires comme technique de mesure. Les erreurs de 3.0 mm associées aux mesures radiographiques incluent les erreurs de numérisation (Aubin et coll., 1997), principalement causées par la faible clarté des clichés conventionnels, ainsi que la précision de l'algorithme d'autocalibrage (Cheriet et coll., 1998b). En plus d'une augmentation de précision des mesures par rapport au numériseur électromagnétique, le temps peropératoire accordé aux mesures est réduit par l'emploi de procédures effectuées de routine. De plus, le premier cliché est pris lorsque les crochets et vis sont installés sur le rachis, ce qui réduit les hypothèses nécessaires à la modélisation géométrique de l'instrumentation. Enfin, cette technique est actuellement limitée par la taille des radiographies qui ne permet pas de mesurer la colonne vertébrale en entier. L'inconvénient principal de cette technique consiste à retrouver un nombre suffisant des billes de l'objet de calibrage sur les radiographies. Le second protocole de mesure peropératoire, combinant les mesures par numériseur et par radiographies, a été accepté par les chirurgiens et a définitivement remplacé le protocole 1.

Puisque ce projet concernait principalement la modélisation biomécanique des manoeuvres chirurgicales, l'effet des erreurs de mesure du numériseur et des déplacements spinaux associés à la respiration n'ont pas été investigués. Ces déplacements, dont l'amplitude peut atteindre 1.3 cm (Glossop et Hu, 1997), réduisent surtout la précision des mesures dans le plan sagittal étant donnée la position couchée du patient.

Les difficultés associées à la précision des mesures peropératoires effectuées lors de ce projet rendent difficile l'évaluation du modèle. Plusieurs autres modèles simulant la chirurgie ont été évalués à l'aide de données post-opératoires provenant de radiographies (Gardner-Morse et coll., 1994, 1996; Matsumoto et coll., 1992; Stokes et coll., 1992a, 1993, 1995). Toutefois, ces radiographies sont généralement prises en position debout, ce qui implique des différences avec la géométrie spinale du patient qui est couché lors de l'intervention chirurgicale (Delorme et coll., 1998). Certains auteurs (Ghista et coll., 1988; Subbaraj et coll., 1989; Viviani et coll., 1986) ont aussi placé des instruments de mesure de force et de déplacement sur les forceps du chirurgien de manière à obtenir des données peropératoires. Toutefois, ces données ont seulement été recueillies dans le plan frontal, ce qui limite l'évaluation 3D des corrections simulées. Des travaux plus récents par Leborgne et coll. (1998a) employent des données peropératoires 3D mesurées à l'aide d'un système opto-électronique (Lecire et coll., 1998). L'analyse de ces résultats est présentement en cours, mais des sources d'erreurs semblables à celles rencontrés dans ce projet sont à prévoir.

4.2- Modélisation biomécanique

Dans le modèle cinétique avec mécanismes flexibles, les structures osseuses sont représentées par des corps rigides à cause des faibles déformations attribuées directement aux manœuvres chirurgicales. Les propriétés inertielles de ces corps rigides ont été fixées arbitrairement. Toutefois, la durée de chacune des manœuvres simulées est approximée à 300 secondes (uniquement le temps où les forces et déplacements sont appliqués), ce qui implique des termes d'accélération négligeables et entraîne un effet négligeable associé à la masse et l'inertie des corps rigides.

Les structures intervertébrales sont représentées par des poutres équivalentes sans masse avec des matrices de rigidité symétriques. Bien que la scoliose soit caractérisée par des déformations vertébrales importantes, cette hypothèse est justifiée car l'orientation des éléments poutres provient de la géométrie spinale mesurée sur le patient. Les déformations sont tenues en compte par le biais de propriétés mécaniques tirées de données expérimentales publiées. Ces données représentent le comportement in vitro des structures biologiques d'un spécimen cadavérique donné, et non le comportement in vivo du sujet étudié. Aussi, le préconditionnement des tissus peut avoir altéré le comportement mesuré (Panjabi et coll., 1976). De plus, bien que les données expérimentales utilisées n'incluaient que des structures rachidiennes au niveau thoracique, ces mêmes propriétés sont employées pour tout le rachis du patient modélisé. Enfin, ces données moyennes ne tiennent pas compte de la flexibilité propre du sujet scoliotique. Ainsi, tel que suggéré par Ghista et coll. (1988) ainsi que Stokes et Gardner-Morse (1993), une évaluation plus adéquate des propriétés mécaniques serait nécessaire pour reproduire adéquatement le comportement peropératoire des éléments intervertébraux. Pour ce

faire, des expérimentations plus appropriées, des données pour d'autres unités fonctionnelles (Boudreault, 1994; Martin, 1990) et un système de personnalisation de la flexibilité rachidienne globale (Le Borgne et coll., 1998b; Subbaraj et coll., 1989; Viviani et coll., 1986) pourraient être employés. Aussi, des éléments contact pourraient être inclus afin de modéliser les contacts osseux et la rigidification des articulations lors de déplacements excessifs. Cette modification empêcherait les rotations vertébrales trop importantes lors des simulations des manoeuvres chirurgicales.

Les unités fonctionnelles du modèle UVM avec non-linéarités géométriques et du modèle cinétique avec mécanismes flexibles ont un comportement semblable malgré la formulation linéaire des poutres du logiciel ADAMS. Les non-linéarités géométriques d'ANSYS incluent une réorientation des noeuds aux extrémités de la poutre lors de grandes déformations, ce qui est partiellement reproduit par le mouvement des corps rigides dans ADAMS. Les chargements employés lors de la comparaison des unités fonctionnelles (45 Nm) ont été surévalués de manière à reproduire les déformations maximales des unités fonctionnelles obtenues pendant les simulations. Bien que les chargements réels sont probablement moins élevés, leur amplitude supérieure à 5 Nm lors des manoeuvres chirurgicales accentue les différences avec le comportement expérimental trouvées par Poulin (1996b).

L'ajout du décentrement postérieur influence principalement les orientations vertébrales (Gardner-Morse et Stokes, 1994) et les déplacements couplés (Poulin, 1996b). Cet effet est dû aux moments induits par la position relative de la connexion avec

l'instrumentation par rapport à la poutre équivalente. La combinaison des rotations vertébrales et des déplacements couplés produit un effet significatif sur les courbes dans le plan sagittal lors de la rotation de la tige (Poulin, 1996b). Cependant, la rigidité du système est augmentée lorsque la tige est accrochée au rachis, ce qui atténue l'effet du décentrement pendant la manoeuvre de rotation.

Le raffinement des propriétés mécaniques de l'instrumentation permet d'améliorer l'adéquation des simulations avec les mesures peropératoires. L'introduction d'une limite sur les rotations des joint crochets/vertèbres reproduit approximativement les contacts physiques entre le crochet et sa vertèbre correspondante, et les moments générés lors des contacts entraînent des rotations vertébrales et un déplacement du plan de déformation maximale. Toutefois, la difficulté principale est de déterminer les rotations maximales selon les 3 axes. Ces rotations pourraient être obtenues à l'aide d'expérimentations in vitro ou lors de chirurgies en mesurant les mouvements relatifs des crochets en fonction de la taille de la vertèbre. L'usage d'une tige déformable permet de reproduire le changement de forme peropératoire de la tige rencontré chez certains patients (Labelle, 1998). Cet aspect est particulièrement important étant donné la tendance des fabricants à réduire le diamètre des tiges. Des difficultés de convergence obtenues lors de la modélisation déformable de la tige sont associées à des déformations locales. Afin de pallier à ce problème, des sections rigides plus courtes pourraient être réservées pour les connections avec les crochets/vis. Ces deux modifications aux propriétés mécaniques de l'instrumentation impliquent des moments supplémentaires occasionnés par la simulation des contacts avec les joints sphériques

et d'importantes déformations locales de la tige qui introduisent des difficultés de convergence.

4.3- Simulation des manœuvres chirurgicales

Le nombre restreint de cas (un modèle physique et deux sujets scoliotiques) implique qu'une validation statistique du modèle n'a pu être réalisée. De plus, seule la zone instrumentée a été mesurée, ce qui limite l'étendu des segments rachidiens évalués. Cependant, ces données peropératoires permettent d'étudier in vivo l'effet de chaque manoeuvre et d'évaluer les résultats de chaque étape des simulations par rapport aux phase chirurgicales, contrairement aux évaluations post-opératoires globales produites par Stokes et coll. (1993) et expérimentales de Goel et coll. (1988) et Skalli et coll. (1993).

Les conditions limites appliquées aux extrémités du rachis tentent de reproduire le comportement peropératoire du patient en maintenant l'alignement de la tête par rapport au bassin, sans permettre de rotations axiales (Stokes et Gardner-Morse, 1993). Les degrés de liberté bloqués limitent les déplacements du rachis alors qu'en réalité, il existe des déplacements peropératoires du rachis qui sont parfois importants (jusqu'à 25mm par étape de simulation) et qui entraînent des inadéquations avec les résultats des simulations. Par ailleurs, les données peropératoires limitées au segment instrumenté impliquent l'extrapolation de la position des vertèbres non-instrumentées du rachis thoracique et lombaire, et donc l'introduction d'erreurs sur l'orientation de ces unités fonctionnelles. Bien que ces vertèbres non-instrumentés atténuent l'effet des

conditions limites, des déplacements et des contraintes non-physiologiques sont engendrées sur le segment instrumenté et réduisent l'adéquation avec les mesures peropératoires.

Lors de l'usage de données pré et post-opératoires (patient debout) pour la génération du modèle et l'évaluation des simulations, la réduction des courbures rachidiennes engendrée par le changement de position du patient (en moyenne 37%; Delorme et coll., 1998) a été négligée. Ceci implique une sous-correction des courbures par les simulations. Les changements de géométrie des patients n'ont pas été simulés car ce projet se limite aux manœuvres chirurgicales effectuées lorsque le patient est étendu sur la table d'opération et anesthésié. L'application sur le rachis d'une traction calculée à partir des déplacements peropératoires de T_1 (Leborgne et coll., 1998a) ou l'ajout de forces gravitationnelles orientées de manière appropriées par rapport à la position du patient sont des moyens qui pourraient permettre de simuler partiellement ces changements de géométrie. Toutefois, ces méthodes pourraient respectivement introduire des contraintes inappropriées à cause des limites imposés aux déplacements subséquents de T_1 ou nécessiter des informations supplémentaires sur la répartition du poids chez le sujet modélisé. Ces problèmes introduiraient donc des différences additionnelles entre les simulations et les mesures peropératoires.

Les simulations à l'aide du modèle cinétique avec mécanismes flexibles sont divisées en 3 étapes qui englobent l'ensemble des manoeuvres d'instrumentation. Le cintrage de la tige est incorporé dans sa reconstruction. De plus, aucune correction n'est

apportée par la seule installation des crochets et vis pédiculaires, tandis que le rôle de la seconde tige et des mécanismes de fixation transversaux est principalement de stabiliser la correction obtenue avec la première tige (Cotrel et Dubousset, 1992). Cette globalisation des manoeuvres (qui durent environ 5 heures) entraîne nécessairement une simplification du chargement complexe appliqué par le chirurgien. Ainsi, certaines déformations locales associées à un chargement brusque, au déplacement du site d'application des moments ou à un glissement des implants sur le rachis sont négligées, ce qui réduit l'adéquation des simulations avec les mesures peropératoires.

La première étape, l'accrochage des crochets et vis sur la tige, comprend la mise sous tension des crochets. L'application de la translation à la tige minimise la distance entre cet implant et les crochets/vis avant toute déformation du rachis, simulant l'introduction de la tige dans le champ opératoire. Les chargements thermiques employés par les approches par éléments finis permettent aussi de simuler le déplacement des crochets et vis sur la tige, mais ne correspondent pas aux manoeuvres effectuées physiquement par le chirurgien. Par contre, le modèle cinétique avec mécanismes flexibles permet la simulation des manoeuvres chirurgicales directement à l'aide de procédures utilisées par le chirurgien (imposition de déplacements, application de forces).

Pour la seconde étape, la rotation de la tige à l'aide d'un axe instantané fixe permet d'atteindre exactement les positions peropératoires mesurées. Par contre, l'utilisation d'un axe fixe introduit des forces de réaction sur le rachis qui peuvent produire des rotations vertébrales non-physiologiques. De plus, la sensibilité de cette méthode aux

déformations de la tige et aux erreurs de mesures peropératoires peut réduire significativement sa précision. Ainsi, cette méthode peut entraîner une réduction importante (dans le cas du patient 1331204, 96%) de la correction au rachis simulé par la rotation de la tige. L'utilisation d'un moment (Gardner-Morse et Stokes, 1994) est moins affectée par les erreurs de mesures peropératoires, et la sélection d'un critère d'arrêt approprié permet à la fois la comparaison aux données peropératoires et la prédiction des corrections. Les différences de cette méthode avec la rotation de la tige dans le modèle UVM sont provoquées par la définition des axes mobiles par rapport à la tige. Les déplacements de l'axe associés à la déformation de la tige ne seront pas reproduits par l'approche cinétique avec mécanismes flexibles car la tige est considérée rigide, ce qui entraîne l'application d'un chargement différent. Les deux méthodes développées pour simuler la deuxième étape produisent la rotation de la tige à l'aide d'un chargement graduel continu alors que cette manoeuvre est réalisée en plusieurs incréments lors des chirurgies. Ces incréments visent à évacuer l'énergie absorbée par les tissus mous lors du déplacement du rachis et éviter les blessures au rachis (Labelle, 1997). Ce phénomène est inclu dans le retour élastique (Delorme et coll., 1998) simulé par le relâchement graduel du chargement à la troisième étape et qui permet d'évacuer les forces excédentaires induites par les manoeuvres de correction et emmagasinées principalement dans les éléments flexibles des segments non-instrumentés.

L'adéquation entre les simulations et les corrections peropératoires mesurées permet de constater la faisabilité de l'approche de modélisation avec mécanismes flexibles. La comparaison des 3 modèles biomécaniques indique que la progression des indices

géométriques correspond aux résultats chirurgicaux attendus: une correction graduelle lors de la translation des crochets/vis sur la tige et la manoeuvre de "dérotation", puis un retour partiel (Delorme et coll., 1998). Cependant, les grandes différences entre les indices géométriques liées aux incertitudes sur les mesures et à la reproduction simplifiée des manoeuvres chirurgicales ne permettent pas de conclure entièrement quant à la meilleure méthode pour reproduire les corrections mesurées.

D'importantes différences sont obtenues quant à l'amplitude des variations des indices. Dans le cas du modèle S3D3, ces différences sont associées à la flexibilité plus importante des unités fonctionnelles (Poulin, 1996b), et plus particulièrement à l'absence de modélisation des facettes articulaires qui produisent des déplacements non-physiologiques des unités fonctionnelles, comme par exemple des rotations axiales moyennes de 48°. Ces résultats illustrent l'importance d'intégrer la représentation des facettes articulaires dans ce modèle. Ces facettes ont été enlevées afin de réduire le temps de simulation d'approximativement 5 heures qui, combiné au nombre de simulations nécessaires au blocage de tous les crochets et vis sur la tige, implique des temps de résolution de plusieurs jours. Ces délais sont incompatibles avec les exigences pour le modèle qui, a terme, sera utilisé comme outil de prédiction lors des plannings pré-opératoires. Les différences entre les modèles UVM et cinétique avec mécanismes flexibles sont attribuées aux légères différences de géométrie initiale ainsi qu'au comportement de l'axe mobile lors de la simulation de la rotation de la tige. Malgré un temps de simulation plus élevé, les corrections chirurgicales peuvent être simulées plus rapidement sur chaque patient à l'aide de la modélisation cinétique avec

mécanismes flexibles étant donné qu'un nombre moins important de simulations est nécessaire à la reproduction complète des manoeuvres.

Les différences de rigidités associées aux importantes variations dans les propriétés mécaniques des éléments et aux grands déplacements permis par les joints peuvent introduire des erreurs numériques dans les approches par éléments finis (Cook et coll., 1989). Dans l'approche cinétique avec mécanismes flexibles, les joints sont ajoutés aux équations différentielles du mouvement sous forme de relations algébriques, ce qui introduit moins de difficultés mathématiques dans les méthodes de résolution. Toutefois, les changements de mécanismes en cours de simulation provoquent une modification du système d'équations qui peut engendrer des difficultés de convergence.

Contrairement à Ghista et coll. (1988), Subbaraj et coll. (1989) et Viviani et coll. (1986) qui appliquent des forces directement sur le rachis modélisé, le modèle cinétique avec mécanismes flexibles incorpore l'instrumentation. Il est donc mieux adapté à la simulation des manoeuvres complexes des instrumentations USS et Cotrel-Dubousset. Bien que les procédures employées pour simuler les déplacements de l'instrumentation sont semblables à celles de Gardner-Morse et Stokes (1994) et Le Borgne et coll. (1998), la formulation mathématique du modèle cinétique avec mécanismes flexibles (équations du mouvement de Lagrange) permet aisément l'incorporation et l'analyse d'éléments cinématiques des manoeuvres chirurgicales. Toutefois, ce modèle n'est pas adapté à l'étude détaillée des chargements et contraintes sur une structure particulière comme celle de Skalli et coll. (1993) sur le segment rachidien lombaire. De plus, il ne

permet pas directement l'évaluation des contraintes internes dans les différentes structures. Ces contraintes déterminent les déformations imposées aux tissus lors des manoeuvres (Ghista et coll., 1988) et sont importantes à considérer afin d'éviter les complications chirurgicales causées par la rupture des tissus.

CONCLUSION

L'objectif global de ce travail était de développer un modèle biomécanique pour reproduire les manoeuvres dl'instrumentation du rachis scoliotique. La mise au point de ce modèle avait aussi pour but la diminution des difficultés numériques de résolution associées aux modèles présentement employés. Pour ce faire, un modèle cinétique avec mécanismes flexibles a été conçu, évalué avec des mesures peropératoires et comparé à deux modèles biomécaniques par éléments finis.

La faisabilité de l'approche cinétique avec mécanismes flexibles a été vérifiée. L'importance des propriétés biomécaniques attribuées aux joints crochet/vertèbre ainsi que l'influence significative des propriétés mécaniques de la tige ont été démontrées à l'aide d'une étude de sensibilité. Les trois plus importantes sources d'inadéquation du modèle cinétique avec mécanismes flexibles aux mesures peropératoires sont: 1) le manque de personnalisation des propriétés mécaniques des éléments flexibles; 2) les conditions limites qui empêchent la reproduction des déplacements peropératoires des extrémités du segment rachidien instrumenté; 3) les incertitudes sur les mesures peropératoires.

La comparaison entre les approches par éléments finis et la nouvelle approche cinétique avec mécanismes flexibles a démontré que la progression des indices géométriques correspond aux résultats chirurgicaux attendus. L'intégration des mécanismes dans l'approche cinétique permet la reproduction des manoeuvres chirurgicales à l'aide de procédures effectuées physiquement par le chirurgien, ce qui simplifie la formulation des manoeuvres. Pour les cas comparés, les difficultés

numériques associées aux différences de rigidité semblent avoir été réduites et le temps de calcul total a été diminué. Par contre, cette approche n'a pas premis l'évaluation détaillée des contraintes internes dans les différentes structures. Ainsi, l'approche cinétique avec mécanismes flexibles est mieux adaptée aux simulations des corrections à la géométrie du rachis scoliotique, alors que les approches par éléments finis permettent des études plus approfondies sur les déformations et ruptures possibles des structures biologiques. Par contre, les évaluations produites lors de ce projet n'ont pas permis de conclure quant à l'approche reproduisant le plus précisément les corrections chirurgicales.

Finalement, il apparait évident que plusieurs étapes restent à franchir avant l'apparition d'une méthode analytique complètement automatisée pour simuler l'instrumentation postérieure du rachis scoliotique. Les travaux subséquents sur l'approche de modélisation cinétique avec mécanismes flexibles devraient inclure un plus grand nombre de mesures peropératoires afin de produire une évaluation exhaustive du modèle et d'affiner les simulations. De plus, ces mesures devraient permettre la personnalisation de la géométrie des vertèbres non-instrumentées. Idéalement, ces mesures devraient aussi permettre d'introduire la cage thoracique dans la modélisation car elle augmente la rigidité du thorax (Moe et coll., 1987). De plus, ceci permettrait d'ajouter plusieurs muscles spinaux dont le comportement passif pourrait, selon Stokes et Gardner-Morse (1993), avoir une influence sur le comportement peropératoire du rachis, en particulier dans le plan sagittal.

Le but ultime de ces recherches est de permettre au chirurgien de prédire analytiquement les corrections chirurgicales qu'il sera en mesure d'obtenir pour un

patient spécifique. Pour atteindre cet objectif, l'approche employée devrait permettre au chirurgien de simuler les manoeuvres à partir des évaluations radiographiques lors de son planning pré-opératoire. Il serait donc essentiel d'introduire des étapes supplémentaires dans les simulations de manière à reproduire le changement de position debout/couché entre les radiographies pré-opératoires et les manoeuvres chirurgicales. De plus, pour développer le modèle prédictif, il serait utile de déterminer des critères d'arrêt des simulations correspondant aux décisions peropératoires du chirurgien (par exemple, l'arrêt de la manoeuvre de rotation de la tige). Aussi, l'introduction des choix effectués par le chirurgien lors du planning préopératoire dans les simulations serait facilité par la mise au point d'une interface graphique. Enfin, bien que la génération des unités fonctionnelles de modèle cinétique avec mécanismes flexibles a été automatisée, la mise en place de la modélisation de l'instrumentation et des étapes de simulation doit toujours être effectuée manuellement (environ 4 heures de travail). Des travaux sont présentement en cours pour automatiser complètement la génération du modèle cinétique indépendamment des sources de données afin de permettre de réduire le temps de modélisation à quelques minutes.

La poursuite de ces recherches permettra, à moyen terme, de développer un outil pouvant prédire les corrections chirurgicales en fonction des choix effectués par le chirurgien lors du planning préopératoire et concevoir des instrumentations rachidiennes plus efficaces. L'introduction d'un tel outil dans la pratique orthopédique devrait permettre d'optimiser les corrections chirurgicales des déformations scoliotiques et de perfectionner les instrumentations existantes, améliorant ainsi les traitements disponibles pour les patients atteints de la scoliose idiopathique.

RÉFÉRENCES

AMIOT L-P, LABELLE H., DE GUISE J.A., SATI M., BRODEUR P. ET RIVARD C.H. (1995) Computer-Assisted Pedicle Screw Fixation. A Feasibility Study, *Spine* 20:1208-1212

AMIOT L-P, LABELLE H., DE GUISE J.A., BELLEFLEUR C. ET RIVARD C.H. (1996) Installation de vis pédiculaires par ordinateur. Nos trois premiers cas, *Ann Chir* 50:626-630

AMIOT L-P, BELLEFLEUR Ch, ET LABELLE H. (1997) Évaluation in vitro d'un système informatique de forage pédiculaire, *Ann. Chir* 51:854-860

ANDRÉ B., DANSEREAU J. ET LABELLE H. - Geometric Evaluation of the Three-Dimensional Reconstruction of the Spine from Different Vertical Radiographic Setups, Proceedings of the CSME Mechanical Engineering Forum, Toronto, Canada, 3-9 juin 1990, pp.55-60

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, pp.94-95

ANDRÉ B., DANSEREAU J. ET LABELLE H. (1992) Effect of Radiographic Landmark Identification Errors on the Accuracy of Three-Dimensional Reconstructions of the Human Spine, *Medical & Biological Engineering & Computing*, 30:569-575

ANDRIACCHI T.P. ET AL., (1974) A Model for Studies of Mechanical Interactions Between the Human Spine and Rib Cage, *J. Biomech* 7:497-507

ANTUÑA S.A., MÉNDEZ J.G., LOPEZ-FANJUL J.C. ET PAZ JIMÉNEZ J. (1997) Cotrel-Dubousset Instrumentation in Idiopathic Scoliosis. A 5-Year Follow-Up, *Acta Orthopaedica Belgica*, 63:74-81

ASHER M., BERINGER G.B., ORRICK J., HALVERHOUT N. (1989) Current Status of Scoliosis Screening in North America, 1986. Results of a Mailed Questionnaire. *Spine* 14 :652-662

AUBIN C.-É., DANSEREAU J. ET LABELLE H. (1993) Simulation biomécanique de l'effet du corset de Boston sur un modèle de la colonne vertébrale et du thorax scoliotiques, *Ann. Chir.* 47:881-887

AUBIN C.-É., DESCRIMES J.-L., DANSEREAU J., SKALLI W., LAVASTE F. ET LABELLE H. (1995a) Modélisation géométrique du rachis et du thorax pour l'analyse biomécanique par éléments finis des déformations scoliotiques, *Ann. Chir.* 49:749-761

AUBIN C.-É., DESCRIMES J.-L., DANSEREAU J., SKALLI W., LABELLE H. ET LAVASTE F. (1995b), Modelling of Facet Joints in a Global Finite Element Model of the spine: Geometrical Aspects, Three-Dimensional Analysis of Spinal Deformities, M. D'Amico et al., IOS Press, p.133-137

AUBIN, C.É. (1995c), Rôle biomécanique de la cage thoracique dans le traitement de la scoliose par orthèse. Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal, 463 p.

AUBIN C.-É., DANSEREAU J., PARENT F., LABELLE H. ET DE GUISE J.A. (1997) Morphometric Evaluations of Personalised 3D Reconstructions and Geometric Models of the Human Spine, *Med Biol Eng Comp* 35:611-618

BAKER, K.J., NEWTON, P.O. et ASHMAN, R.B. (1996) Hook Site Forces and Moments Developed During Scoliosis Correction in a Finite Element Model, 42nd Annual Meeting, Orthopaedic Research Society

BEAUCHAMP A., DANSEREAU J., DE GUISE J. ET LABELLE H. (1992) Computer Assisted Digitization System for Scoliotic Spinal Radiographs, International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities, École Polytechnique de Montréal et Gustav Fisher Verlag, Canada, pp.18-25

BEAUMONT S.E., BURWELL R.G., WEBB J.K., WOJCIK A.S. (1989) The Effect of Cotrel-Dubousset Operation on Back Shape and Spinal Movement : Preliminary Findings. *JBJS* 71B :153

BEHENSKY H., KRISMER M., LANDAUER F. ET BAUER R. (1998) Cotrel-Dubousset Instrumentation Versus Harrington Rod System in Right Thoracic Idiopathic Scoliosis: Better Correction in the Frontal Plan with CDI?, 2nd Combined Meeting of the European Spine Society & European Spinal Deformity Society, Innsbruck, Autriche, 23-27 juin

BELLEFLEUR C., DANSEREAU J., LABELLE H. ET DE GUISE J. (1993) Evaluation of a 3D Digitizer Technique During Scoliosis Surgery, Rapport interne

BELLEFLEUR C., LABELLE H., DANSEREAU J., DE GUISE J., STOKES I.A.F., RIVARD C.-H. ET POITRAS B. (1994) Évaluation tridimensionnelle per-opératoire de la procédure Cotrel-Dubousset pour le traitement de la scoliose idiopathique, *Ann Chir* 48:723-730

BERRY J.L., MORAN J.M., BERG W.S. ET STEFFEE A.D. (1987) A Morphometric Study of Human Lumbar and Selected Thoracic Vertebrae, *Spine* 12:362-367

BIRCH J.G., HERRING J.A., ROACH J.W. ET JOHNSTON C.E. (1988) Cotrel-Dubousset Instrumentation in Idiopathic Scoliosis. A Preliminary Report, *Clin Orthop* 227:24-29

BOUDREAULT F. (1994) Comportement mécanique des unités fonctionnelles: T3-T4, T7-T8 et T12-L1 saines et lésées du rachis humain, mémoire de maîtrise ès sciences appliquées, École Polytechnique de Montréal

BRIDWELL K.H., BETZ R., CAPELLI A.M., HUSS G. ET HARVEY C. (1990) Sagittal Plane Analysis inIdiopathic Scoliosis Patients Treated with Cotrel-Dubousset Instrumentation, *Spine* 15:921-926

BRIDWELL K.H., McALLISTER J.W., BETZ R.R., HUSS G., CLANCY M. ET SCHOENECKER P.L. (1991) Coronal Decompensation Produced by Cotrel-Dubousset "Derotation" Maneuver for Idiopathic Right Thoracic Scoliosis, *Spine* 16:769-777

BRIDWELL K.H. (1994) Surgical Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis: The Basics and the Controversies, *Spine* 19:1095-1100

BRODEUR P., DANSEREAU J., DE GUISE J.A. ET LABELLE H. (1997) Évaluation d'un système de mesures peropératoires pour le suivi de déplacements vertébraux, *Ann. Chir.* 51:861-867

CARL A.L., KHANUJA H.S., SACHS B.L., GATTO C.A., VOMLEHN J., VOSBURGH K., SCHENCK J., LORENSEN W., ROBLING K., ET DISLER D. (1997) In Vitro

Simulation. Early Results of Stereotaxy for Pedicle Screw Placement, Spine 22:1160-1164

CHERIET F., DANSEREAU J., PETIT Y., AUBIN C.-É., LABELLE H. ET DE GUISE J.A. (1998a) Towards the Self-Calibration of a Multiview Radiographic Imaging System for the 3D Reconstruction of the Human Spine and Rib Cage, International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence (accepté)

CHERIET F., DELORME S., LABELLE H., AUBIN C.-É., DE GUISE J.A. ET DANSEREAU J. (1998b) Intraoperative 3D Reconstruction of the Scoliotic Spine from Biplanar Radiographic Images, Research into Spinal Deformities 2, Ed. I.A.F. Stokes, I.O.S. Press, p. 187-190.

CHUSSEAU S., CHOPIN D., GODILLON-MAQUINGHEN A.P. ET LEPOUTRE F.X. (1998) Détermination du niveau de fusion d'ostéosynthèse de scoliose à l'aide d'une base de connaissance, *Archives of Physiology and Biochemistry*, vol. 106, supplément B, p. 200

COOK R.D., MALKUS D.S. ET PLESHA M.E. (1989) Concepts and Applications of Finite Element Analysis, 3rd Edition, John Wiley & Sons Inc., Toronto, Canada, 629 p.

COTREL Y., DUBOUSSET J. ET GUILLAUMAT M. (1988) New Universal Instrumentation in Spinal Surgery, *Clin Orthop* 227:10-23

COTREL Y. et DUBOUSSET J. (1992) C-D instrumentation en chirurgie rachidienne, Sauramps médical, Montpellier, France, 159 p.

DANSEREAU J. ET STOKES I.A.F. (1988) Measurements of the Three-Dimensional Shape of the Rib Cage, *J. Biomech.* 21:893-901

DANSEREAU J., BEAUCHAMP A., DE GUISE J. ET LABELLE H. (1990) Three-Dimensional Reconstruction of the Spine and Rib Cage from Stereoradiographic and Imaging Techniques, Proceedings of the CSME Mechanical Engineering Forum, Toronto, Canada, 3-9 juin, pp.61-64

DANSEREAU J., LABELLE H. ET AUBIN C.-É. (1993) 3-D Personalized Parametric Modelling of Reconstructed Scoliotic Spines, Proceedings of the IVth International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics, Montlignon, France, pp. 1.6-1.9

DE GUISE J. ET MARTEL Y. (1988) 3-D Biomedical Modelling: Merging Image Processing and Computer Aided Design, IEEE Engineering in Medicine & Biology Society, 10th Annual International Conference, New Orleans, USA, pp.426-427

DELORME S., LABELLE H., POITRAS B., RIVARD C.-H., COILLARD C. ET DANSEREAU J. (1998) Pre, Per- and Post-Operative Three-Dimensional Evaluation of Adolescent Idiopathic Scoliosis, Journal of Spinal Disorders (soumis)

DENIS F. (1988) Cotrel-Dubousset Instrumentation in the Treatment of Idiopathic Scoliosis, *Orthop Clin. North America*, 19:291-311

DESCRIMES J.-L. (1995a) Modélisation par éléments finis du rachis thoracique et lombaire pour l'étude des déformations scoliotiques, Thèse de Ph.D., École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris, 166 p.

DESCRIMES J.-L., AUBIN C.-É., SKALLI W., ZELLER R., DANSEREAU J. ET LAVASTE F. (1995b) Introduction des facettes articulaires dans une modélisation par éléments finis de la colonne vertébrale et du thorax scoliotique: Aspects mécaniques, 2nd International Symposium on 3-D Analysis of Scoliotic Deformities, Technology and Informatics. 15:107-112

DUBOUSSET J., HERRING J.A. ET SHUFFLEBARGER H. (1989) The Crankshaft Phenomenon, *J Pediatr Orthop* 9:541-550

DUKE K.K., RASO V.J., HILL D.L., MOREAU M.J. ET MAHOOD J.K. (1998) Force Measurement of the Derotation Maneuver, Congrès de la Société de Scoliose du Québec, 24 et 25 avril

DWYER A.F., NEWTON N.C. ET SHERWOOD A.A. (1969) An anterior approach to scoliosis: A preliminary report, *Clin Orthop* 62:192-202

FLOMAN Y., PENNY N., MICHELI L.J., RISEBOROUGH E.J. ET HALL J.E. (1982) Osteotomy of the Fusion Mass in Scoliosis, *J.Bone and Joint Surg* 64A:1307-1316

FUNG (1981) Biomechanics. Mechanical Properties of Living Tissues, Spinger, New York, USA, pp.197-202

GARDNER-MORSE M., LAIBLE J.P. ET STOKES I.A.F. (1990) Incorporation of Spinal Flexibility Measurements into Finite Element Analysis, *J. Biomech Eng* 112:481-483

GARDNER-MORSE M. ET STOKES I.A.F (1994) Three-Dimensional Simulations of the Scoliosis Derotation Maneuver with Cotrel-Dubousset Insrtumentation, *J. Biomechanics* 27:177-181

GARDNER-MORSE M., STOKES I.A.F. ET AUBIN C.-É. - Simulation biomécanique de l'instrumentation rachidienne Cotrel-Dubousset, 26e réunion annuelle de la Société de la Scoliose du Québec, Montréal, 3-4 mai 1996

GAUVIN C. (1996) Reconstruction et modélisation tridimensionnelles personnalisées du bassin humain, Mémoire de maîtrise ès sciences appliquées, École Polytechnique de Montréal, 217 p.

GHANEM I.B., HAGNERE F., DUBOUSSET J.F., WATIER B., SKALLI W. ET LAVASTE F. (1997) Intraoperative Optoelectronic Analysis of Three-Dimensional Vertebral Displacement After Cotrel-Dubousset Rod Rotation. A Preliminary Report, *Spine* 22:1913-1921

GHISTA D.N. (1982) Osteoarthromechanics, Hemisphere Publishing Corporation, New York, USA, 485 p.

GHISTA, D.N., VIVIANI, G.R., SUBBARAJ, K., LOZADA, P.J., SRINIVASAN, T.M. et BARNES, G. (1988) Biomechanical Basis of Optimal Scoliosis Surgical Correction, *J. Biomechanics* Vol. 21 No. 2, 77-88

GLOSSOP N., HU R. ET RANDLE J.A. (1996) Computed-Aided Pedicle Screw Placement Using Frameless Stereotaxis, *Spine* 21:2026-2034

GLOSSOP N. ET HU R. (1997) Assessment of Vertebral Body Motion During Spine Surgery, *Spine* 22:903-909

GODILLON A.P., CHOPIN D. ET DUFOUR F. (1995) Measurement of Intervertebral Displacements During Surgical Correction of Scoliosis, Three-Dimensional Analysis of Spinal Deformities, M. D'Amico et al., IOS Press, p.89-93

GOEL V.K., VALLIAPAN S., ET SVENSSON N.L. (1978) Stresses in the Normal Pelvis, *Comput. Biol. Med.* 8:91-104

GOEL V.K., KIM Y.E., LIM T.-H. ET WEINSTEIN J.N. (1988) An Analytical Investigation of the Mechanics of Spinal Instrumentation, *Spine* 13:1003-1011

GOEL V.K., GILBERTSON L.G. (1995) Applications of the Finite Element Method to Thoracolumbar Spinal Research-Past, Present and Future, *Spine* 20:1719-1727

GRAY H. (1991) Gray's Anatomy, 1st edition, Sunburst Books, London, Great Britain, 750 p.

GRÉALOU L. (1998) Réalisation d'une interface permettant de générer la modèle cinématique du rachis à partir des données géométriques personnalisées, Projet de fin d'études, École Polytechnique de Montréal, 49 p.

HARRINGTON P.R. (1988) The History and Development of Harrington Instrumentation, *Clin. Orthop.*, 227:3-5

HOPF C.G., DOZ P., EYSEL P. ET DUBOUSSET J. (1997) Operative Treatment of Scoliosis With Cotrel-Dubousset-Hopf Instrumentation. New Anterior Spinal Device, *Spine* 22:618-627

HORTON W.C., HOLT R.T., JOHNSON J.R. ET LEATHERMAN K.D. (1988) Zielke Instrumentation in Idiopathic Scoliosis: Late Effects and Minimizing Complications, *Spine* 13:1145-1149

KALFAS I.H., KORMOS D.W., MURPHY A.M., McKENZIE R.L., BARNETT G.H., BELL G.R., STEINER C.P., TRIMBLE M.B. ET WEISENBERGER J.P. (1995) Application of Frameless Stereotaxy to Pedicle Screw Fixation of the Spine, *J Neurosurg* 83:641-647

KANEDA K., SHONO Y., SATOH S. ET ABUMI K. (1996) New Anterior Instrumentation for the Management of Thoracolumbar and Lumbar Scoliosis. Application of the Kaneda Two-Rod System, *Spine* 21:1250-1261

KING H.A. (1988) Selection of Fusion Levels for Posterior Instrumentation and Fusion in Idiopathic Scoliosis, *Orthopedic Clinics of North America* 19:247-255

KRISMER M., BAUER R. ET STERZINGER W. (1992) Scoliosis Correction by Cotrel-Dubousset Instrumentation. The Effect of Derotation and Three Dimensional Correction, *Spine* 17:S263-S269

LABELLE H., DANSEREAU J., BELLEFLEUR C., DE GUISE J., RIVARD C.-H. ET POITRAS B. (1995a) Peroperative Three-Dimensional Correction of Idiopathic Scoliosis With the Cotrel-Dubousset Procedure, *Spine* 20:1406-1409

LABELLE H., DANSEREAU J., BELLEFLEUR C., POITRAS B., RIVARD C.-H., STOKES I.A.F. ET DE GUISE J. (1995b) Comparison Between Preoperative and Postoperative Three-Dimensional Reconstructions of Idiopathic Scoliosis with the Cotrel-Dubousset Procedure, *Spine* 23:2487-2492

LABELLE H. (1997) Communications personnelles

LABELLE H. (1998) Communications personnelles

LAGRONE M.O., BRADFORD D.S., MOE J.H., LONSTEIN J.E., WINTER R.B. ET OGILVIE J.W. (1988) Treatment of Symptomatic Flatback after Spinal Fusion, *J.Bone and Joint Surg* 70A:569-580

LAINE T., SCHLENZKA D., MÄKITALO K., TALLROTH K., NOLTE L.-P. ET VISARIUS H. (1997) Improved Accuracy of Pedicle Screw Insertion With Computer Assisted Surgery. A Prospective Clinical Trial of 30 Patients, *Spine* 22:1254-1258

LAROUSSE (1994) Le petit Larousse illustré, Larousse, Paris, France, 1777 p.

LAVASTE F. (1990) Contribution à l'étude du comportement biomécanique du rachis lombaire, Thèse de doctorat d'état ès sciences physiques, Université de Paris VI

LAXER E. (1994) A Further Development in Spinal Instrumentation. Technical Commision for Spinal Surgery of the ASIF, *Eur Spine J* 3:347-352

LE BORGNE P., SKALLI W., LECIRE C., DUBOUSSET J., ZELLER R. ET LAVASTE F. (1998a) Simulations of CD Surgery on a Personalized Finite Element Model: Preliminary Results, Research into Spinal Deformities 2, Ed. I.A.F. Stokes, I.O.S. Press, p. 126-129.

LE BORGNE P., SKALLI W., DUBOUSSET J., DANSEREAU J., ZELLER R. ET LAVASTE F. (1998b) Finite Element Models of Scoliotic Spines: Mechanical Personalization, Research into Spinal Deformities 2, Ed. I.A.F. Stokes, I.O.S. Press, p. 130-133.

LECIRE C., SKALLI W., LE BORGNE P., DUBOUSSET J., ZELLER R. ET LAVASTE F. (1998) Transversal Approach of the Biomechanics of Scoliosis and its Management with Cotrel-Dubousset Instrumentation, Research into Spinal Deformities 2, Ed. I.A.F. Stokes, I.O.S. Press, p. 146-149.

LENKE L.G., BRIDWELL K.H., BALDUS C., BLANKE K. ET SCHOENECKER P.L. (1992) Cotrel-Dubousset Instrumentation for Adolescent Idiopathic Scoliosis, *J.Bone and Joint Surg.*, 74A:1056-1067

LENKE L.G., BRIDWELL K.H., BLANKE K., BALDUS C. et WESTON J. (1998) Radiographic Results of Arthrodesis with Cotrel-Dubousset Instrumentation for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis. A Five to Ten-Year Follow-up Study, *J.Bone and Joint Surg.*, 88A:807-814

LIU X.-C., FABRY G., LABEY L., VAN DEN GERGHE L., VAN AUDEKERCKE R., MOLENAERS G. ET MOENS P. (1997) A New Technique for the Three-Dimensional Study of the Spine In Vitro and In Vivo by Using a Motion-Analysis System, *J Spinal Disorders* 10:329-338

LUQUE E.R. (1982) Segmental Spinal Instrumentation for Correction of Scoliosis, *Clin. Orthop.* 163:192-198

MAC-THIONG J.-M., AUBIN C.-É., DANSEREAU J., BRODEUR P., DE GUISE J.A. ET LABELLE H. (1998) 3-D Modelling of the Spine During Scoliosis Surgery: A Validation Protocol, *Medical & Biological Engineering & Computing* (soumis)

MARGULIES J.Y., FLOMAN Y., ROBIN G.C., NEUWIRTH M.G., KUFLIK P., WEIDENBAUM M. ET FARCY J.-P.C. (1998) An algorithm for selection of instrumentation levels in scoliosis, *Eur Spine J* 7:88-94

MARTIN F. (1990) Analyse expérimentale du comportement du rachis lombaire, Mémoire de DÉA, École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris

MARZAN G.T. (1976) Rational Design for Close-Range Photogrammetry, Thèse de Ph.D., Département de Génie Civil, Université de l'Illinois, Urbana-Champaign, USA

MASON D.E. ET CARANGO P. (1991) Spinal Decompensation in Cotrel-Dubousset Instrumentation, *Spine* 16:S394-S403

MATSUMOTO, T., KITAHARA, H., MINAMI, S., TAKAHASHI, K., YAMAGATA, M., NAKATA, Y., MIMURA, M., MORIYA, H. et TAMAKI, T. (1992) Computer Simulation of Corrective Surgery for Scoliosis, Proceedings of the International Symposium on 3D Scoliotic Deformities, Edition de l'École Polytechnique de Montréal et Gustav Fisher Verlag, Montréal, Canada, 96-101

MERLOZ P., TONETTI J., EID A., FAURE C., LAVALLÉE S., TROCCAZ J., SAUTOT P., HAMADEH A. ET CINQUIN P. (1997) Computer Assisted Spine Surgery, *Clin Orthop* 337:86-96

MIELKE C.H., LONSTEIN J.E., DENIS F., VANDENBRINK K. ET WINTER R.B. (1989) Surgical Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis. A Comparative Analysis, *J.Bone and Joint Surg.*, 71A:1170-1177

MILNE A.D., CHESS D.G., JOHNSON J.A. ET KING G.J.W. (1996) Accuracy of an Electromagnetic Tracking Device: A Study of the Optimal Operating Range and Metal Interference, *J Biomech* 29:791-793

MOE J.H., BRADFORD D.S., LONSTEIN J.E., OGILVIE J.W. ET WINTER R.B. (1987) Moe's Textbook of Scoliosis and other Spinal Deformities, 2nd edition, Saunders, Philadelphia, USA, 651 p.

MONTGOMERY F. ET WILLNER S. (1997) The Natural History of Idiopathic Scoliosis. Incidence of Treatment in 15 Cohorts of Children Born Between 1963 and 1977, *Spine* 22:772-774

MOORE, KEITH L. (1992) Clinically Oriented Anatomy, 3e Edition, Williams & Wilkins, Baltimore, Maryland, USA, 917 p.

NACHEMSON A.L., PETERSON L.-E. ET COLL. (1995) Effectiveness of Treatment with a Brace in Girls who have Idiopathic Adolescent Scoliosis, *J.Bone and Joint Surg.*, 77A: 815-822

NAGATA H., ONOMURA T., WATANABE H. et al. (1987) Study on the Derotational Effect of C-D Instrumentation, Proceedings of the 4th International Congress on Cotrel-Dubousset Instrumentation; p.75-86

NOLTE L.-P., ZAMORANO L.J., JIANG Z., WANG Q., LANGLOTZ F. ET BERLEMANN U. (1995) Image-Guided Insertion of Transpedicular Screws. A Laboratory Set-Up, *Spine* 20:497-500

NOONE, G.P., MAZUMDAR, J. et GHISTA, D.N. (1991) Developmental and Corrective Biomechanics for Scoliosis, IEEE Engineering in Medecine and Biology JUN 1991, 37-41

PANJABI M.M., BRAND R.A. ET WHITE A.A. (1976) Three-Dimensional Flexibility and Stiffness Properties of the Human Thoracic Spine, *J. Biomech* 9:185-192

PATWARDHAN, A., LI, S., GAVIN, T., BUNCH, W. et HOLLYFIELD, R. (1991) A Biomechanical Analysis of Surgical Correction in Combined Thoracic and Lumbar Idiopathic Scoliosis, 37th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society

PERDRIOLLE R. (1979) La scoliose son étude tridimensionnelle, Maloine S.A., Paris France, 142 p.

PETERSON L.E. ET NACHEMSON A.L. (1995) Prediction of Progression of the Curve in Girls who have Adolescent Idiopathic Scoliosis of Moderate Severity. Logistic Regression Analysis Based on Data from the Brace Study of the Scoliosis Research Society, *J.Bone and Joint Surg* 77:823-827

PORTIER L., THIBAULT A., SKALLI W., SANTIN J.-J., ZELLER R. ET LAVASTE F. (1993) Approche d'une modélisation globale, tridimensionnelle par éléments finis, de la colonne vertébrale pour l'étude de la scoliose, *Rachis*, vol.5, n°5, pp.227-232

POULIN F. (1996a) Reconstruction et modélisation du col costal à l'aide de radiographies numériques, Projet de fin d'études, École Polytechnique de Montréal, 93 p.

POULIN F. (1996b) Comparaison entre les unités fonctionnelles de deux modèles biomécaniques par éléments finis du rachis scoliotique, Travail d'été, École Polytechnique de Montréal

POULIN F. (1996c) Utilisation d'un modèle biomécanique pour le design de nouvelles approches de traitement des déformations scoliotiques, Travail d'été, École Polytechnique de Montréal, 59 p.

POULIN F., AUBIN C.-É., STOKES I.A.F., GARDNER-MORSE M. ET LABELLE H. (1998) Modélisation biomécanique de l'instrumentation du rachis scoliotique avec mécaniques flexibles, *Ann. Chir.* 52:761-767

RICHARDS B.S., BIRCH J.G., HERRING J.A., JOHNSTON C.E. ET ROACH J.W. (1989) Frontal Plane and Sagittal Plane Balance following Cotrel-Dubousset Instrumentation for Idiopathic Scoliosis, *Spine* 14:733-737

RICHARDS B.S., HERRING J.A., JOHNSTON C.E., BIRCH J.G. ET ROACH J.W. (1994) Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis Using Texas Scottish Rite Hospital Instrumentation, *Spine* 19:1598-1605

ROAF R. (1966) Scoliosis, E & S Livingstone LTD., Edinburgh, Grande-Bretagne, 147 p.

ROBERTS S.B. ET CHEN P.H. (1970) Elastostatic Analysis of the Human Thoracic Skeleton, *J. Biomech* 3:527-545

ROBERTS S.B. ET CHEN P.H. (1972) Global Geometric Characteristics of Typical Human Ribs, *J. Biomech* 5:191-201

ROUSSEL J., THIRY P.S. et ALLARD P. (1982) Revue comparative et classification des modèles mathématiques de la colonne vertébrale, Rapport, École Polytechnique de Montréal, 81 p.

ROUSSOULY P., CHOPIN D., ROY C. ET DIMNET J. (1995) Technics and Preliminary Results Colorado, Three Dimensional Analysis of Spinal Deformities, M. D'Amico et al., IOS Press, p.357-361

ROWE D.E., BERNSTEIN S.M., RIDDICK M.S., ADLER F., EMANS J.B. ET GARDNER-BONNEAU D. (1997) A Meta-Analysis of the Efficacy of Non-Operative Treatments for Idiopathic Scoliosis, *J.Bone and Joint Surg.*, 79A: 664-674

SALTER R., *Orthopedic Surgery: Pediatric*, contenu dans GROSS A., GROSS P., LANGER B (Eds): Surgery. A Complete Guide for Patients and their Families, Harper & Collins, Toronto, 1989

SAWATZKY B.J., TREDWELL S.J., JANG S.B. ET BLACK A.H. (1998) Effects of Three-Dimensional Assessment on Surgical Correction and on Hook Strategies in Multi-Hook Instrumentation for Adolescent Idiopathic Scoliosis, *Spine* 23:201-205

SCHLENKA D., POUSSA M. ET MUSCHIK M. (1993) Operative Treatment of Adolescent Idiopathic Thoracic Scoliosis. Harington-DTT Versus Cotrel-Dubousset Instrumentation, *Clin. Orthop.* 297:155-160

SCOLES P.V., LINTON A.E., LATIMER B., LEVY M.E. ET DIGIOVANNI (1988) Vertebral Body and Posterior Element Morphology: The Normal Spine in Middle Life, *Spine* 13:1082-1086

SHUFFLEBARGER H.L., CLARK C.E., GRIMM J.O., ELLIS R.D. (1988) Cotrel-Dubousset Instrumentation in Adolescent Idiopathic Scoliosis. Proceedings of the 5th International Congress on Cotrel-Dubousset Instrumentation; p.201-207

SHUFFLEBARGER H.L. ET CLARK C.E. (1990) Fusion Levels and Hook Patterns in Thoracic Scoliosis with Cotrel-Dubousset Instrumentation, *Spine* 15:916-920

SKALLI W., ROBIN S., LAVASTE F. ET DUBOUSSET J. (1993) A Biomechanical Analysis of Short Segment Spinal Fixation Using a Three-Dimensionnal Geometric and Mechanical Model, *Spine* 18:536-545

SKALLI W., LAVASTE F. ET DESCRIMES J.-L. (1995) Quantification of Three-Dimensional Vertebral Rotations in Scoliosis: What are the True Values?, *Spine* 20:546-553

SUBBARAJ K., GHISTA D.N. ET VIVIANI G.R. (1989) Presurgical Finite Element Simulation of Scoliosis Correction, *J. Biomed. Eng.* 11:9-18

STEFFEE A.D., BISCUP R.S., SITKOWSKI D.J. (1986) Segmental Spine Plates with Pedicle Screw Fixation. *Clin Orthop* 203 :45

STOKES I.A.F., BIGALOW L.C. ET MORELAND M.S. (1986) Measurement of Axial Rotation of Vertebrae in Scoliosis, *Spine* 11:213-218

STOKES I.A.F. ET LAIBLE J.P. (1990) Three-Dimensional Osseo-Ligamentous Model of the Thorax Representing Initiation of Scoliosis by Asymmetric Growth, *J. Biomech.* 23:589-595

STOKES, I.A.F. et GARDNER-MORSE, M. (1992a) Three-Dimensional Simulations of the Surgical Correction of Idiopathic Scoliosis, Proceedings of the International Symposium on 3D Scoliotic Deformities, Edition de l'École Polytechnique de Montréal et Gustav Fisher Verlag, Montréal, Canada, 89-95

STOKES, I.A.F, RONCHETTI, P.J. et ARONSON, D.D. (1992b) Harrington Instrumentation: Geometric Analysis, Proceedings of the International Symposium on 3D Scoliotic Deformities, Edition de l'École Polytechnique de Montréal et Gustav Fisher Verlag, Montréal, Canada, 568-572

STOKES I.A.F. ET GARDNER-MORSE M. (1993) Three-Dimensional Simulation of Harrington Distraction Instrumentation for Surgical Correction of Scoliosis, *Spine* 18: 2457-2464

STOKES I.A.F. (1994) Three-Dimensional Terminology of Spinal Deformity, *Spine* 19:236-248

STOKES I.A.F. ET GARDNER-MORSE M. (1995) Simulation of Surgical Maneuvers with C-D Instrumentation, Three-Dimensional Analysis of Spinal Deformities, IOS Press, p. 377-380

STOKES I.A.F., GARDNER-MORSE M., AUBIN C.-É., POULIN F. ET LABELLE H. (1998) Biomechanical Simulations for Planning of Scoliosis Surgery, Research into Spinal Deformities 2, Ed. I.A.F. Stokes, I.O.S. Press, p. 343-346.

TAKAHASHI S., DELECRIN J., PASSUTI N. (1997) Changes in the Unfused Lumbar Spine in Patients with Idiopathic Scoliosis. A 5- to 9-year Assessment after Cotrel-Dubousset Instrumentation. *Spine* 22 :517-523

THOMPSON J.P., TRANSFELDT E., BRADFORD D. (1989) Rotation and Uncoupling in Adolescent Idiopathic Scoliosis, Proceedings of the Scoliosis Research Society Meeting; p.475-476

THOMPSON J.P., TRANSFELDT E.E., BRADFORD D.S., OGILVIE J.W. ET BOACHIE-ADJEI O. (1990) Decompensation After Cotrel-Dubousset Instrumentation of Idiopathic Scoliosis, *Spine* 15:927-931

TROCHU F. (1993) A Contouring Program Based on Dual Kriging Interpolation, *Engineering with Computers*, 9:160-177

VAUGHAN J.J., WINTER R.B. ET LONSTEIN J.E. (1996) Comparison of the Use of Supine Bending and Traction Radiographs in the Selection of the Fusion Area in Adolescent Idiopathic Scoliosis, *Spine* 21:2469-2473

VIVIANI, G.R., GHISTA, D.N., LOZADA, P.J., SUBBARAJ, K. et BARNES, G. (1986) Biomechanical Analysis and Simulation of Scoliosis Surgical Correction, *Clin. Orthop.* 208, 40-47

WEAVER W. Jr. ET GERE J.M. (1980) Matrix Analysis of Framed Structures, Van Nostrand, New York, pp.383-417

WEBB J.K., BURWELL R.G., COLE A.A., LIEBERMAN I. (1995) Posterior Instrumentation in Scoliosis. *Eur Spine J* 4 :6-10

WIMMER C., KRISMER M., GLUCH H., NOGLER M. ET WALOCHNIK N. (1998) Treatment of Idiopathic Scoliosis with CD Instrumentation, 2nd Combined Meeting of the European Spine Society & European Spinal Deformity Society, Innsbruck, Autriche, 23-27 juin

WHITE A.A. ET PANJABI (1990) Clinical Biomechanics of the Spine, 2nd edition, JB Lippincott Company, Philadelphia, USA, 722 p.

ANNEXE I : MODELISATION BIOMECANIQUE DE L'INSTRUMENTATION DU RACHIS SCOLIOTIQUE A L'AIDE DE MECANISMES FLEXIBLES : ETUDE DE FAISABILITE

F.Poulin, B.Ing.[1,2], C.-É. Aubin, Ph.D.[1,2], I.A.F. Stokes, Ph.D.[3],

M. Gardner-Morse, MSME[3], H. Labelle, MD[1]

1. Centre de recherche de l'Hôpital Sainte-Justine
   3175, Côte-Sainte-Catherine
   Montréal (Québec)
   H3T 1C5 CANADA

2. École Polytechnique de Montréal
   Département de génie mécanique
   Case postale 6079, Succursale "Centre-ville"
   Montréal (Québec)
   H3C 3A7 CANADA

3. University of Vermont,
   Department of Orthopaedics and Rehabilitation
   Stafford Hall
   Burlington, VT 05405-0084, USA

Adresse de correspondance et demandes de tirés à part :

Carl-Éric Aubin, Ph.D.
Professeur adjoint
École Polytechnique de Montréal
Département de génie mécanique
Case postale 6079, Succursale "Centre-ville"
Montréal (Québec) H3C 3A7 CANADA
E-mail: carl-eric.aubin@meca.polymtl.ca

Référence: POULIN F., AUBIN C.-É., STOKES I.A.F., GARDNER-MORSE M. ET LABELLE H. (1998) Modélisation biomécanique de l'instrumentation du rachis scoliotique avec mécaniques flexibles, *Ann. Chir.* 52:761-767

Résumé :

L'instrumentation du rachis scoliotique est une procédure chirurgicale complexe qui nécessite le choix de nombreux paramètres tels le segment à instrumenter, le nombre et la position des crochets ou vis, etc. La modélisation biomécanique est un outil qui cherche à prédire l'influence de ces paramètres. Cependant, le développement de modèles analytiques par éléments finis pose certaines difficultés, notamment à cause des différences de rigidité entre les diverses composantes et des grands déplacements impliqués lors des interventions chirurgicales. Dans ce contexte, l'objectif de ce projet est de développer un modèle biomécanique analytique utilisant des mécanismes flexibles et de tester sa faisabilité.

Le modèle biomécanique est personnalisé à la géométrie peropératoire du rachis à l'aide de mesures effectuées avec un numériseur électromagnétique. Les vertèbres sont modélisées à l'aide de corps rigides et reliés par des éléments flexibles (structures intervertébrales) dont les propriétés biomécaniques sont basées sur des données expérimentales publiées. Suite à l'installation des crochets et vis sur les vertèbres, les manœuvres chirurgicales de correction sont simulées en 2 étapes : 1) Déplacement et accrochage des crochets et vis sur la première tige; 2) rotation de la tige. La faisabilité de l'approche a été testée en appliquant les simulations des manœuvres chirurgicales sur 2 cas: 1) un modèle physique; 2) un cas clinique. L'adéquation entre les résultats des simulations et les données mesurées (reproduction des courbes dans le plan frontal à plus de 80% de la valeur réelle) permettent de constater la faisabilité de l'approche. De plus, la faible sensibilité de l'approche avec mécanismes flexibles aux différences de rigidité diminue les difficultés

de convergence des calculs engendrées par la méthode des éléments finis. Les raffinements subséquents à cette approche de modélisation serviront à développer un outil qui, à long terme, permettra de prédire les corrections et de concevoir des instrumentations plus efficaces.

Mots-clés : scoliose idiopathique, instrumentation chirurgicale, modélisation biomécanique, colonne vertébrale

Biomechanical modeling of scoliotic spine instrumentation using flexible mechanisms: feasibility study

Summary : Surgical instrumentation of the scoliotic spine is a complex procedure with many parameters, such as the spinal segment to operate on, the number and position of the hooks and screws, etc. Biomechanical modeling is a tool which can be used to determine the influence of these parameters. However, technical difficulties due to the large stiffness range of involved components and the large deformations associated with surgical maneuvers are encountered when using the finite elements method. Thus, the objective of this study is to adapt a modeling approach using analysis of flexible mechanisms and evaluate its feasibility. The model combines rigid bodies for the vertebrae and flexible elements representing intervertebral structures. The mechanical properties were calculated from published data and the geometry was personalized with intraoperative measurements. Following the installation of the hooks and screws on the spine, two steps were used to simulate the surgical maneuvers : 1) Translation and attachment of the hooks/screws on the first rod; 2) Rod rotation. The feasibility of this modeling approach was evaluated by simulating the surgical maneuvers on 2 cases : 1) a physical model; 2) a clinical case. The agreement between intraoperative measurements and simulation results (frontal curvatures are reproduced with over 80% accuracy) shows the feasibility of the modeling approach. This approach also reduces computational convergence problems because of its limited sensitivity to stiffness differences between elements, which demonstrates the advantage of flexible mechanism modeling relative to finite element modeling. Long

term goals of subsequent refinements are the development of a tool for surgical correction predictions and for the design of more efficient instrumentation.

Key words : idiopathic scoliosis, surgical instrumentation, biomechanical modeling, spine

Introduction

La scoliose idiopathique adolescente progressive est une déformation tridimensionnelle (3D) du rachis et du thorax qui nécessite une correction chirurgicale par instrumentation et fusion osseuse chez 10 à 20 % des sujets atteints, un traitement lourd de conséquences tant sur le plan physique que psychologique [1]. Les premières méthodes d'instrumentation du rachis scoliotique sont apparues dans les années cinquante avec l'introduction par Harrington [2] d'un système qui applique une distraction sur le rachis à partir d'une tige droite fixée à l'aide de 2 crochets [3]. Au cours des 15 dernières années, il y a eu prolifération de nouveaux designs d'instrumentation qui permettent pour la première fois une correction 3D réelle grâce à des concepts innovateurs de tiges, de crochets et de vis de fixation [4,5,6,7,8]. Ces nouvelles techniques sont cependant beaucoup plus complexes et demandent une planification préopératoire détaillée, en particulier dans le choix du type et de la localisation des différents implants. D'ailleurs, plusieurs complications nouvelles attribuées à ces instrumentations ont été rapportées et semblent liées directement à la correction 3D obtenue [9].

Malgré de nombreuses publications cliniques [10,11,12,13,14], la configuration exacte des montages et leur localisation anatomique précise demeurent très controversées. De plus, le résultat des traitements est largement tributaire de l'expérience du chirurgien et des choix qu'il effectue tant lors de son planning préopératoire que durant l'exécution des différentes manœuvres chirurgicales. De fait, la correction obtenue n'est jamais optimale et de nombreuses déformations résiduelles sont

souvent rapportées : décompensation, débalancement des épaules, gibbosité résiduelle, etc. [12,15].

Des modèles mathématiques ont été développés afin d'étudier la biomécanique de l'instrumentation du rachis scoliotique. La plupart des modèles du rachis scoliotique recensés dans la littérature [16,17,18] utilisent la méthode des éléments finis. Cette approche de modélisation permet de reproduire le comportement biomécanique des structures anatomiques à partir de leurs propriétés mécaniques et de données géométriques. Les simulations basées sur cette méthode comportent généralement des problèmes de convergence causés par la différence de rigidité entre les éléments déformables des modèles. L'amplitude des déplacements et déformations impliqués dans les interventions chirurgicales est aussi un facteur contribuant à ces difficultés de modélisation analytique.

Le but à long terme de ces recherches est de développer et de valider un instrument analytique fiable pour simuler l'effet d'une procédure chirurgicale sur le rachis scoliotique. Ceci permettrait au chirurgien de déterminer le type et la localisation d'implants, ainsi que l'amplitude des gestes peropératoires afin d'obtenir une correction optimale en 3D. De façon plus spécifique, l'objectif de cette étude est de développer un modèle biomécanique combinant des mécanismes (pour l'instrumentation) et des éléments déformables (pour les unités fonctionnelles) afin de simuler les manœuvres d'instrumentation chirurgicale. L'hypothèse sous-jacente à ce projet est que le comportement biomécanique du rachis instrumenté peut être

reproduit à l'aide d'une analyse basée sur les mécanismes flexibles, permettant ainsi de réduire les difficultés rencontrées avec la méthode des éléments finis.

Matériel et méthodes

- **Description du modèle biomécanique**

Les unités fonctionnelles du modèle analytique du rachis développé dans le cadre de cette étude sont composées de corps rigides représentant les vertèbres et d'un élément flexible modélisant l'ensemble des structures intervertébrales (disque, ligaments, facettes articulaires). La position des corps rigides, correspondant au centroïde des vertèbres, est déterminée à l'aide de mesures peropératoires prises sur les vertèbres instrumentées et d'une technique de modélisation géométrique (détaillées plus loin). Les éléments intervertébraux sont représentés par une poutre équivalente [19] dont les propriétés mécaniques proviennent de données publiées [20,21].

Les segments rachidiens sus et sous-jacents à la zone instrumentée ont été extrapolés de manière à compléter le rachis (T_1-L_5). Afin de reproduire le comportement du patient sur la table d'opération, la vertèbre L_5 a été bloquée en permettant seulement sa rotation dans le plan sagittal. La vertèbre T_1 a été contrainte seulement dans le plan transverse pour permettre l'allongement du rachis, et la seule rotation autorisée se trouve dans le plan sagittal.

Les crochets et les vis sont modélisés par des corps rigides. Leur position est déterminée par rapport à leur vertèbre correspondante de manière à reproduire la

configuration peropératoire. Afin de représenter la flexibilité de la connexion à la vertèbre, les crochets sont attachés aux vertèbres avec des " joints sphériques " qui couplent les translations en laissant les rotations libres. Quant aux vis, elles sont contraintes par des " joints fixes " qui imposent un ancrage rigide sur les vertèbres. La tige est considérée rigide et sa forme est reproduite par des segments cylindriques (3 pour chaque crochet/vis).

- **Description des simulations**

Cinq phases peropératoires, pendant lesquelles le patient est sous anesthésie en décubitus ventral sur la table d'opération, ont été définies afin de décrire les manœuvres chirurgicales:

I. après exposition des vertèbres et avant toute instrumentation;

II. après l'installation des crochets/vis sur le rachis;

III. après l'accrochage des crochets/vis sur la première tige installée du côté de la concavité de la courbure scoliotique, et avant la rotation;

IV. après la rotation de la première tige;

V. après l'installation de la deuxième tige, du côté de la convexité de la courbure, et des mécanismes de fixation transversaux.

Dans cette étude, seules les phases II à IV sont simulées, car les phases I et V ont peu d'effet sur la géométrie de la colonne vertébrale. En effet, aucune correction n'est apportée par la seule installation des crochets et vis pédiculaires, tandis que le rôle de la seconde tige et des mécanismes de fixation transversaux est principalement de stabiliser la correction obtenue avec la première tige [22].

La simulation des manœuvres chirurgicales comprises entre les phases II et IV (figure A1.1) est donc divisée en deux étapes:

1. Déplacement et accrochage des crochets et vis sur la première tige. La tige est d'abord insérée dans le crochet inférieur. Puis, les autres crochets sont déplacés pour venir s'accrocher sur la tige. La modélisation des crochets/vis est alors modifiée. D'une part, des " joints cylindriques " sont introduits afin de les joindre à la tige. Ceci permet aux crochets/vis de glisser et tourner le long de l'axe longitudinal de la tige. D'autre part, les joints sphériques entre les crochets et les vertèbres sont remplacés par des " joints fixes " afin de reproduire l'augmentation de rigidité de l'instrumentation occasionnée par la présence de la tige.
2. La rotation de la tige. Une rotation autour d'un axe global de rotation (évalué à partir des positions peropératoires de la tige) est ensuite imposée à la tige. Lors de cette étape, les crochets glisseront autour de l'axe de la tige et entraineront le rachis pour effectuer la correction de la scoliose.

Les simulations sont effectuées à l'aide du logiciel ADAMS (Automatic Dynamic Analysis of Mechanical Systems, Mechanical Dynamics inc., Ann Arbor, USA) et le temps de résolution est d'environ 3 minutes sur ordinateur Silicon Graphics R-8000.

- **Évaluation de l'approche à l'aide d'un modèle physique**

Un rachis composé de vertèbres en plastique (T_1-L_3) et de disques intervertébraux en mousse a d'abord été utilisé afin d'évaluer le comportement du modèle biomécanique. Une courbure thoracique (Cobb: 78°) a été constituée en taillant les disques intervertébraux en forme de coin. Ce " modèle physique " a été installé dans un cadre

rigide en acétal (figure A1.2) afin de permettre les différentes manœuvres chirurgicales. Le rachis a été instrumenté avec le système USS (Synthes LTD., Mississauga, Canada.). La position des vertèbres (16 points par vertèbre thoracique et 19 points par vertèbre lombaire) et de l'instrumentation (crochets, vis et tige) a été mesurée aux phases II, III et IV. Le modèle biomécanique a été généré à partir des mesures de la géométrie initiale collectées à la phase II. Les conditions limites spécifiques au montage (allongement du rachis permis seulement lors de l'étape du déplacement des crochets sur la tige) ont été modifiées dans le modèle biomécanique. Les paramètres de la simulation (translations des crochets, rotation de la tige) ont été calculés à partir des mesures sur l'instrumentation, et appliqués sur le modèle. Les résultats des simulations aux différentes phases de l'instrumentation ont été comparés avec les mesures prises sur le modèle physique. Puisque les courbes instituées sur le modèle physique étaient dans le plan frontal, les comparaisons ont été effectuées uniquement pour ce plan. Tous les indices de comparaison ont été calculés dans le système de référence global proposé par la *Scoliosis Research Society* [23].

- **Évaluation de l'approche sur une patiente scoliotique subissant une chirurgie rachidienne**

Une évaluation in vivo du modèle a été réalisée à l'aide de données acquises lors d'une intervention chirurgicale. La patiente scoliotique (Cobb thoracique 46°/lombaire 35°) de 15 ans a été traitée avec une instrumentation USS (Synthes LTD., Mississauga Canada) sur le segment rachidien T_4-L_1. Des mesures ont été prises aux phases II, III et IV de la chirurgie sur les éléments postérieurs des vertèbres

instrumentées ainsi que sur les crochets et la tige selon la méthode de Bellefleur et coll. [24]. En résumé, cette méthode consiste à identifier des repères anatomiques sur les vertèbres exposées et à déterminer leur position avec un numériseur électromagnétique Flock of Birds (Ascension Technology, Burlington, USA). Un adaptateur est fixé sur le numériseur afin de pouvoir mesurer l'instrumentation.

Une technique de recalage [25,26] a permis de définir la géométrie du modèle biomécanique. Cette technique consiste sommairement à déterminer les géométries vertébrales par reconstruction stéréo-radiographique [27,28] et à superposer les éléments postérieurs de ces géométries aux repères anatomiques mesurés lors de l'instrumentation. Les manœuvres chirurgicales ont ensuite été simulées à l'aide du modèle biomécanique. Les résultats des simulations (courbes thoraciques dans les plans frontal et sagittal) aux différentes phases de l'instrumentation ont été comparés aux mesures peropératoires effectuées sur le patient.

Résultats

La figure A1.1 illustre le modèle biomécanique aux différentes phases des manœuvres chirurgicales pour le cas du modèle physique. On y observe un mouvement des crochets sur les vertèbres entre les phases II et III, ainsi qu'une réorientation de la tige dans le plan sagittal à la phase IV. On constate aussi une progression cohérente des rotations vertébrales dans le plan transverse lors des manoeuvres simulées.

Afin d'apprécier l'adéquation du modèle biomécanique par rapport aux données mesurées, les courbes rachidiennes pour les vertèbres instrumentées ont été tracées dans le plan frontal aux différentes phases des manœuvres chirurgicales et des simulations, tant pour le modèle physique que pour le patient (figure A1.3). En général, ces courbes sont adéquatement prédites (à plus de 80% de la valeur réelle), mais présentent une légère surévaluation. Cependant, les corrections des courbures prédites par les simulations vont toujours dans le même sens que les mesures expérimentales.

Les courbures dans le plan sagittal ont aussi été évaluées pour la simulation de l'instrumentation du patient (tableau A1.1). Les mesures peropératoires révèlent une augmentation des courbures lors du déplacement des crochets sur la tige, puis une réduction suite à la rotation de la tige. Ce phénomène n'est pas reproduit par le modèle biomécanique qui prédit une correction graduelle de ces courbures. Cependant, le résultat final est relativement cohérent avec les mesures expérimentales (tableau A1.1). Pour le modèle physique, les courbures sagittales n'ont pas été considérées car le montage ne permettait pas de reproduire la cyphose et la lordose sans la présence de l'instrumentation.

Discussion et conclusion

Un modèle biomécanique avec mécanismes flexibles a été développé pour simuler les manœuvres d'instrumentation chirurgicale du rachis scoliotique. L'approche a été testée sur 2 cas : un modèle physique et un patient scoliotique. L'adéquation entre les

simulations et les corrections chirurgicales mesurées permet de constater la faisabilité de l'approche de modélisation avec mécanismes flexibles, tant pour un modèle physique que pour un patient réel.

Il a été trouvé que le comportement du modèle physique est mieux reproduit dans le plan frontal, ce qui s'explique principalement par le fait que les conditions limites étaient très bien contrôlées et qu'elles ont pu être introduites de façon très réaliste dans le modèle. Par ailleurs, certaines hypothèses simplificatrices ont été posées dans cette étude de faisabilité, tant pour le modèle physique que pour le patient. Par exemple, l'effet sur la correction de l'installation des crochet/vis sur les vertèbres, des forces de distraction appliquées sur les crochets et de l'ajout de la seconde tige a été considéré négligeable, ce qui diminue la précision des simulations. Les déplacements du patient sur la table d'opération ainsi que certaines erreurs systématiques (précision des appareils de mesure (0.8mm) [29,30], faible visibilité des repères à mesurer en salle d'opération et les erreurs de reconstruction causées par la technique de recalage (environ 4mm) [26]) réduisent aussi l'adéquation des résultats. Cependant, ces sources d'erreurs sont maîtrisées et n'entraînent pas de conséquences sur les conclusions quant à la faisabilité de cette approche de modélisation.

On considère que l'approche de modélisation avec mécanismes flexibles est moins affectée par les problèmes de différences de rigidité entre les éléments comparativement à l'approche par éléments finis, ce qui est notamment démontré par l'absence de problèmes de convergence rencontrés lors des simulations. Les

difficultés de calcul engendrées par la méthode des éléments finis lors des manœuvres d'instrumentation sont donc réduites. Par contre, cette méthode ne permet pas l'évaluation des forces internes dans les différentes structures. Ces forces déterminent les contraintes et déformations imposées aux tissus lors des manoeuvres [17] et sont donc importantes à considérer afin d'éviter les complications chirurgicales causées par la rupture de tissus. Dans les deux approches, le problème principal à court terme demeure toutefois de déterminer des propriétés mécaniques adéquates pour les éléments intervertébraux [17,18].

Les travaux se poursuivent pour améliorer la modélisation, affiner les simulations et inclure les vertèbres non-instrumentées dans le modèle. Les modifications à la géométrie du rachis attribuées à la phase où le patient se couche et est anesthésié devraient aussi être incluses dans les étapes de simulation. Ceci permettrait de prédire l'effet des manœuvres chirurgicales à partir de la géométrie préopératoire obtenue lors des évaluations cliniques standards (patient en position debout). À long terme, ces recherches permettront de développer un outil pouvant concevoir des instrumentations rachidiennes plus efficaces et prédire les corrections chirurgicales en fonction des choix effectués par le chirurgien lors du planning préopératoire.

Remerciements

Ce travail de recherche a été principalement subventionné par la *Scoliosis Research Society*. Le modèle physique a été construit par Daniele Mueller lors d'un stage à

l'Université du Vermont. L'instrumentation USS installée sur le modèle physique a été fournie par Synthes LTD (Mississauga, Canada).

Références

1. ASHER M., BERINGER G.B., ORRICK J., HALVERHOUT N. - Current Status of Scoliosis Screening in North America, 1986. Results of a Mailed Questionnaire. *Spine* 1989; 14 :652-662
2. HARRINGTON P.R. - The History and Development of Harrington Instrumentation. *Clin Orthop* 1988 ; 227 : 3-5
3. POPE M.H., STOKES I.A.F., MORELAND M. - The Biomechanics of Scoliosis. CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering 1984, 11 : 157-188
4. COTREL Y., DUBOUSSET J., GUILLAUMAT M. - New Universal Instrumentation in Spinal Surgery . *Clin Orthop* 1988 ; 227 :10-23
5. LUQUE E.R. - Segmental Spinal Instrumentation of the Lumbar Spine. *Clin Orthop* 1986, 203 :126-134
6. ROUSSOULY P., CHOPIN D., ROY C., DIMNET J. - Techniques and Preliminary Results Colorado. Three-Dimensional Analysis of Spinal Deformities, IOS Press, 1995, pp.357-361
7. STEFFEE A.D., BISCUP R.S., SITKOWSKI D.J. - Segmental Spine Plates with Pedicle Screw Fixation. *Clin Orthop* 1986; 203 :45
8. WEBB J.K., BURWELL R.G., COLE A.A., LIEBERMAN I. - Posterior Instrumentation in Scoliosis. *Eur Spine J* 1995 ; 4 :6-10.

9. THOMPSON J.P., TRANSFELDT E., BRADFORD D. - Rotation and Uncoupling in Adolescent Idiopathic Scoliosis, Proceedings of the Scoliosis Research Society Meeting; p.475-476, 1989

10. BEAUMONT S.E., BURWELL R.G., WEBB J.K., WOJCIK A.S. - The Effect of Cotrel-Dubousset Operation on Back Shape and Spinal Movement : Preliminary Findings. *JBJS* 1989; 71B :153

11. NAGATA H., ONOMURA T., WATANABE H. Et al.- Study on the Derotational Effect of C-D Instrumentation, Proceedings of the 4th International Congress on Cotrel-Dubousset Instrumentation; p.75-86, 1987.

12. SHUFFLEBARGER H.L., CLARK C.E., GRIMM J.O., ELLIS R.D. - Cotrel-Dubousset Instrumentation in Adolescent Idiopathic Scoliosis. Proceedings of the 5th International Congress on Cotrel-Dubousset Instrumentation; p.201-207, 1988.

13. TAKAHASHI S., DELECRIN J., PASSUTI N.- Changes in the Unfused Lumbar Spine in Patients with Idiopathic Scoliosis. A 5- to 9-year Assessment after Cotrel-Dubousset Instrumentation. *Spine* 1997 ; 22 :517-523

14. VAUGHAN J.J., WINTER R.B., LONSTEIN J.E. - Comparison of the Use of Supine Bending and Traction Radiographs in the Selection of the Fusion Area in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *J Spinal Disord* 1996 ; 9 :214-219

15. LABELLE H., DANSEREAU J., BELLEFLEUR C., POITRAS B., RIVARD C.H., STOKES I.A.F. - Comparison Between Pre and Post-Operative 3-D Reconstructions of Idiopathic Scoliosis after the C-D Procedure. *Spine* 1995; 20 :2487-2492

16. GARDNER-MORSE M., STOKES I.A.F. - Three-Dimensional Simulations of the Scoliosis Derotation Maneuver with Cotrel-Dubousset Instrumentation. *J. Biomech* 1994; 27: 177-181

17. GHISTA D.N., VIVIANI G.R., SUBBARAJ K., LOZADA P.J., SRINIVASAN T.M., BARNES G. - Biomechanical Basis of Optimal Scoliosis Surgical Correction. *J. Biomech* 1988; 21: 77-88

18. STOKES I.A.F., GARDNER-MORSE M. - Three-Dimensional Simulation of Harrington Distraction Instrumentation for Surgical Correction of Scoliosis. *Spine* 1993; 16: 2457-2464

19. STOKES I.A.F., LAIBLE J.P. - Three-Dimensional Osseo-Ligamentous Model of the Thorax Representing Initiation of Scoliosis by Asymmetric Growth. *J. Biomech* 1990; 23: 589-595

20. GARDNER-MORSE M., LAIBLE J.P., STOKES I.A.F. - Incorporation of Spinal Flexibility Measurements Into Finite Element Analysis. J. Biomech Eng 1990, 481 :483

21. PANJABI M.M., BRAND JR. R.A., WHITE III A.A. - Three-Dimensional Flexibility and Stiffness Properties of the Human Thoracic Spine. J. Biomech 1976; 9: 185-192

22. COTREL Y., DUBOUSSET J. - C-D Instrumentation en Chirurgie Rachidienne Principes, Techniques Erreurs et Pièges. Montpellier : Sauramps medical, 1992

23. STOKES I.A.F. et al. - Three-Dimensional Terminology of Spinal Deformity. Spine 1994; 19: 236-248

24. BELLEFLEUR C, LABELLE H., DANSEREAU J. et coll.., Évaluation tridimensionnelle peropératoire de la procédure Cotrel-Dubousset pour le traitement de la scoliose idiopathique. *Ann Chir* 1994 ; 48 : 723-730.

25. BRODEUR P., DANSEREAU J., DE GUISE J.A., LABELLE H. - Évaluation d'un système de mesures peropératoires pour le suivi de déplacements vertébraux. *Ann Chir* 1997; 51:861-867.

26. MAC-THIONG J.-M., AUBIN C-É., DANSEREAU J., BRODEUR P., DE GUISE J.A., LABELLE H., Evaluation of an Intraoperative Registration Technique for the 3D Geometric Modeling op the Spine. Medical & Biological Engineering & Computing (soumis; mars 1998).

27. AUBIN C.-É., DESCRIME J.L., DANSEREAU J., SKALLI W., LAVASTE F., LABELLE H. - Modélisation géométrique du rachis et du thorax pour l'analyse biomécanique par éléments finis des déformations scoliotiques. Ann chir 1995; 49:749-761

28. DANSEREAU J., BEAUCHAMP A., DE GUISE J.A., LABELLE H. - Three-Dimensional Reconstruction of the Spine and Rib Cage from Stereoradiographic and Imaging Techniques. Résumé de la 16e conférence de la Société Canadienne de Génie Mécanique, 2 :61-64, 1990.

29. LABELLE H., DANSEREAU J., BELLEFLEUR C., DE GUISE J.A., STOKES I.A.F., POITRAS B. - Per-Operative 3-D Correction of Idiopathic Scoliosis with the C-D Procedure. *Spine* 1995; 20 :1406-1409

30. MILNE A.D., CHESS D.G., JOHNSON J.A., KING G.J.W. Accuracy of an electromagnetic tracking device: a study of the optimal operating range and metal interference. *J Biomech* 1996; 29: 791-793.

Figure A1.1: Vue postéro-antérieure du modèle informatique lors des phases peropératoires :

A) phase II : après l'installation des crochets/vis sur le rachis;

B) phase III : après le déplacement et l'accrochage des crochets/vis sur la première tige installée du côté de la concavité de la courbure scoliotique;

C) phase IV : après la rotation de la première tige.

Figure A1.1: Postero-anterior view of the computer model during intraoperative phases :

A) phase II : after the hooks/screws are placed on the spine;

B) phase III : after the hooks/screws are translated and attached to the first rod, which is installed on the concave side of the scoliotic curve;

C) phase IV : after rotation of the first rod

Figure A1.2: Montage expérimental utilisé pour évaluer le modèle biomécanique. Le spécimen est fixé sur deux plaques de bois qui peuvent être déplacés à l'intérieur d'un cadre en acétal. Le cadre et l'émetteur du numériseur électromagnétique sont fixés sur la table de manière à éliminer tout déplacement du modèle physique lors des manoeuvres.

Figure A1.2: Experimental setup used to evaluate the biomechanical model. The specimen is held on two wooden plates which can be translated inside a plexiglass frame. The frame and electromagnetic digitizer transmitter are both fixed on the table in order to eliminate physical model displacements during the maneuvers.

Figure A1.3: Représentation graphique de la courbe rachidienne dans le plan frontal telle que mesurée lors des manœuvres chirurgicales et issue des simulations A) Modèle physique; B) Patient

Figure A1.3: Graphic representation of spinal curvatures in the frontal plane as measured intraoperatively and obtained from simulations A) Physical model; B) Patient

Tableau A1.1: Comparaison des mesures peropératoires et des simulations des manœuvres chirurgicales

Table A1.1: Comparison between intraoperative measurements and instrumentation simulations

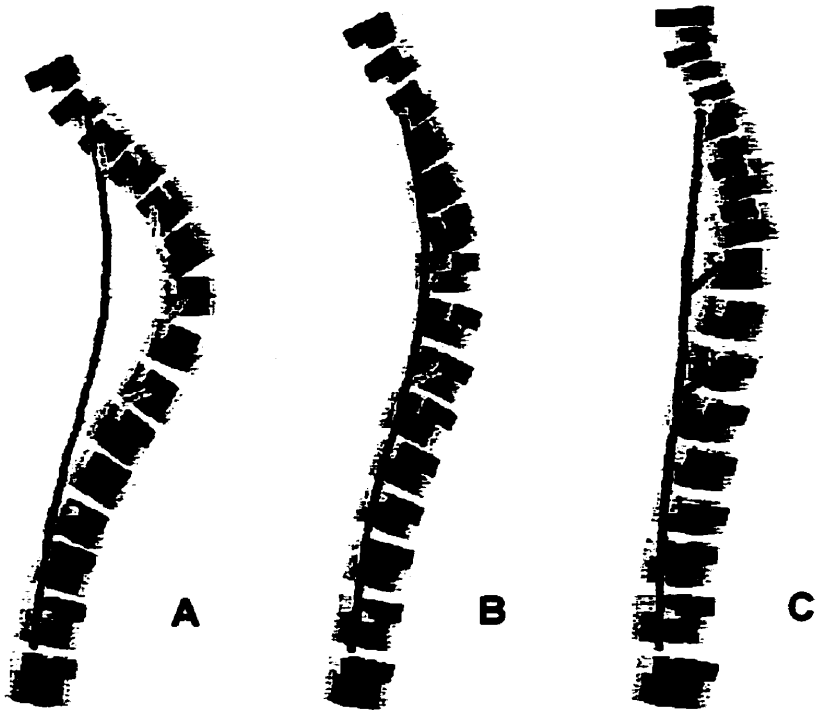


Figure A1.1

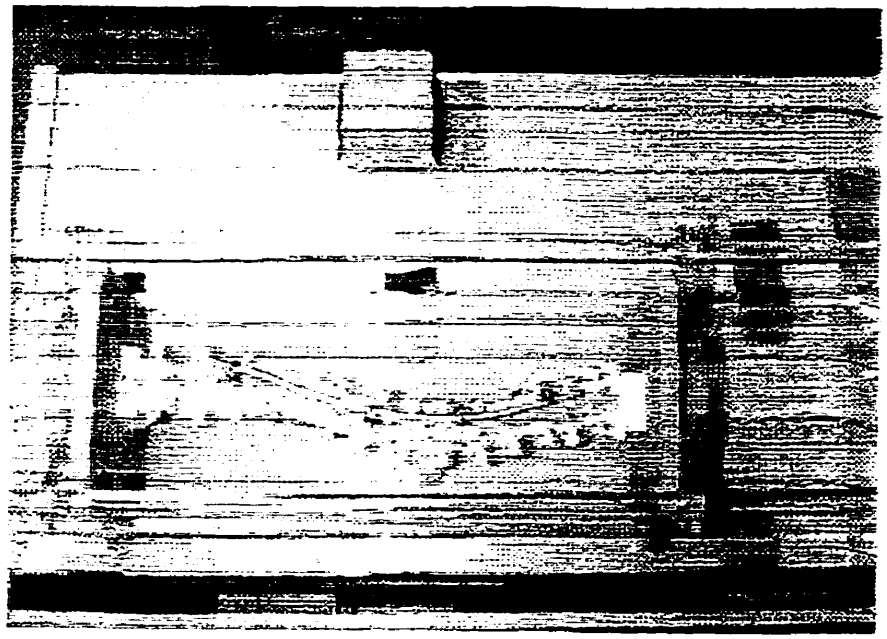


Figure A1.2

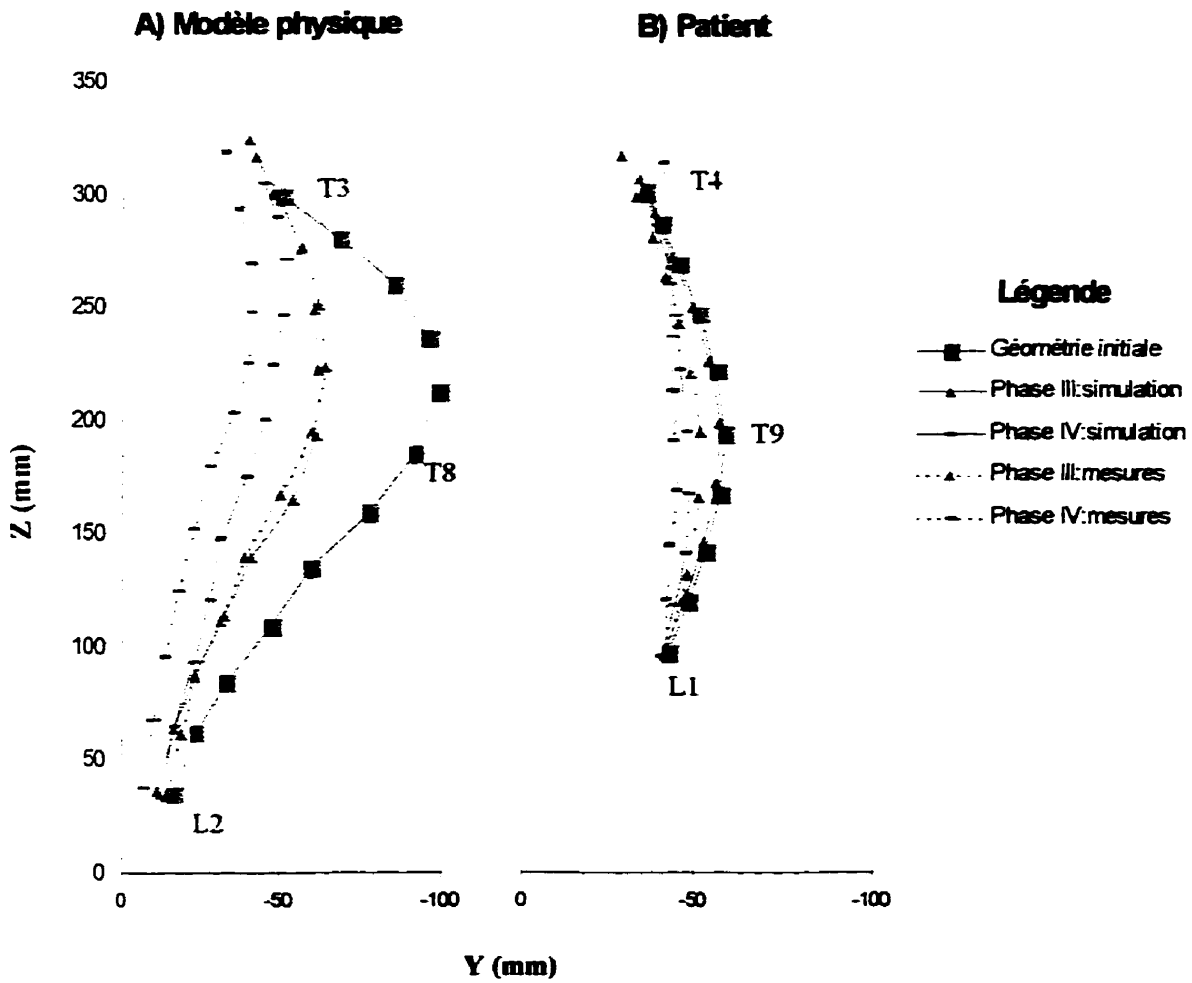

A) Modèle physique
B) Patient
350
300
250
200
150
100
50
0
Z (mm)
T3
T8
L2
T4
T9
L1
0
-50
-100
0
-50
-100
Y (mm)
Légende
Géométrie initiale
Phase III:simulation
Phase IV:simulation
Phase III:mesures
Phase IV:mesures

Figure A1.3

Tableau A1.1

	Phase II (mesures)	Phase III		Phase IV	
		Mesures	Simulation	Mesures	Simulation
Modèle physique					
Cobb frontal					
Thoracique	78.3°	43.6°	50.3°	24.5°	29.1°
Lombaire	30.8°	16.5°	12.0°	10.7°	3.4°
Patient					
Cobb frontal					
Thoracique	32.5°	30.4°	29.8°	8.7°	14.8°
Cyphose	8.4°	33.1°	9.7°	24.6°	17.1°

ANNEXE II: BIOMECHANICAL SIMULATIONS FOR PLANNING OF SCOLIOSIS SURGERY

Ian A.F. STOKES, Mack GARDNER-MORSE, Carl-Éric AUBIN, François POULIN, Hubert LABELLE

University of Vermont, Dept. of Orthopaedics and Rehabilitation, Burlington, VT 05405, USA and Sainte-Justine Hospital, Montréal, Canada.

Abstract. This paper summarizes a series of investigations to determine whether biomechanical simulations can be used to plan scoliosis surgery by predicting the outcome as a function of choices available to the surgeon. In order to test this idea, simulations have initially been performed with prior knowledge of the real outcome (from post-operative radiographs). In addition, intra-operative measurements of the spine shape and displacement of instrumentation have been used to improve documentation of the influence of different steps in the surgical procedure. Several difficulties have emerged which have given new understanding of both the mode of action of surgical procedures, as well as the biomechanical modeling. 1. Important reduction of the Cobb angle occurs in the anesthetized patient compared to pre-operative (standing) radiographs. 2. For an elastic analysis the stiffness of the spine and rib cage should be known for each anatomical level of each patient. 3. Shape changes in the non-instrumented part of the spine are mainly due to the patient and their muscles, not the instrumentation directly, and are difficult to analyze biomechanically. 4. The large difference in stiffness between the stiffest and the least stiff parts of the model, as well as the large displacements which occur in surgical procedures, create technical difficulties in simulations using finite element modeling. 5. Segmental instrumentation offers surgeons many variables and multistep maneuvers to adapt to individual patients' needs, but conversely create many unknown inputs for the biomechanical analyses, and difficulties in validation of model predictions.

It is concluded that in order to be a reliable tool to assist with pre-operative planning, deterministic modeling of scoliosis surgery will require more information to formulate the models, better specification of inputs, and improved analysis tools.

Référence: STOKES I.A.F., GARDNER-MORSE M., AUBIN C.-É., POULIN F. ET LABELLE H. (1998) Biomechanical Simulations for Planning of Scoliosis Surgery, Research into Spinal Deformities 2, Ed. I.A.F. Stokes, I.O.S. Press, p. 343-346.

1. Introduction

The surgical treatment of scoliosis aims to create spinal shape close to normal, to fuse the spine and to prevent further progression. Most of the studies directed at optimizing these procedures have used surgeons= experience and statistical analyses of clinical series, and can be classified as empirical investigations.

Because of the complexity of surgical procedures for scoliosis, it has been attractive to speculate that engineering principles and engineering analyses could be used to predict in advance what would be the shape of the spine in response to the application of specified instrumentation. Variables such as numbers of attachments to vertebrae (hooks and screws), rod curvature, degree of intra-operative manipulation of the instrumentation, etc., could then be entered into the model and the implications could be predicted in terms of spine and rib cage shape as a function of pre-operative geometry and surgical plan (instrumentation and intra-operative maneuvers). Realization of this concept has been attempted by several groups using finite element methods (FEM) for analyzing indeterminate structures with complex geometry and variable material properties.

In order to develop these methods, individual surgical procedures have been studied retrospectively (i.e. with prior knowledge of the actual outcome) and the developed models have been tested for their ability to simulate this known outcome accurately. To date the results have been disappointing. Whereas the agreement between model predictions and reality might be acceptable *on average* for a group of patients studied, the agreement for individual patients has not been adequate to

encourage the use of these models in surgical planning.

We have undertaken several such investigations to determine whether biomechanical simulations with biomechanical (structural) models of the spine and ribcage can be used to plan scoliosis surgery by predicting the outcome as a function of choices available to the surgeon. To provide individualized patient data to support these studies we have used pre- and post-operative 3-D (stereo) radiographs, and intra-operative measurements of spinal shape and instrumentation configuration. Several difficulties have emerged which have given new understanding of both the mode of action of surgical procedures, as well as the biomechanical modeling.

2. Findings

Point 1

Important reduction of the Cobb angle occurs in the anesthetized patient compared to pre-operative (standing) radiographs. Intra-operative studies show that the spine is much straighter once it is exposed. Thus a large part of the reduction in scoliosis is not achieved by manipulation of the instrumentation - the instrumentation serves to fix in place what is achieved by taking away the actions of gravity, by anesthesia, etc. Delorme et al. [3,4] (Figure A2.1) have shown that Cobb angles averaging 54E in pre-operative radiographs are reduced to an average of 34E when then spine is exposed surgically, but prior to instrumentation. The post-operative Cobb angles averaged 25E. However, Delorme et al. [3,4] reported that in planes other than the frontal plane this effect was less pronounced, and that the instrumentation produced greater changes in the sagittal plane..

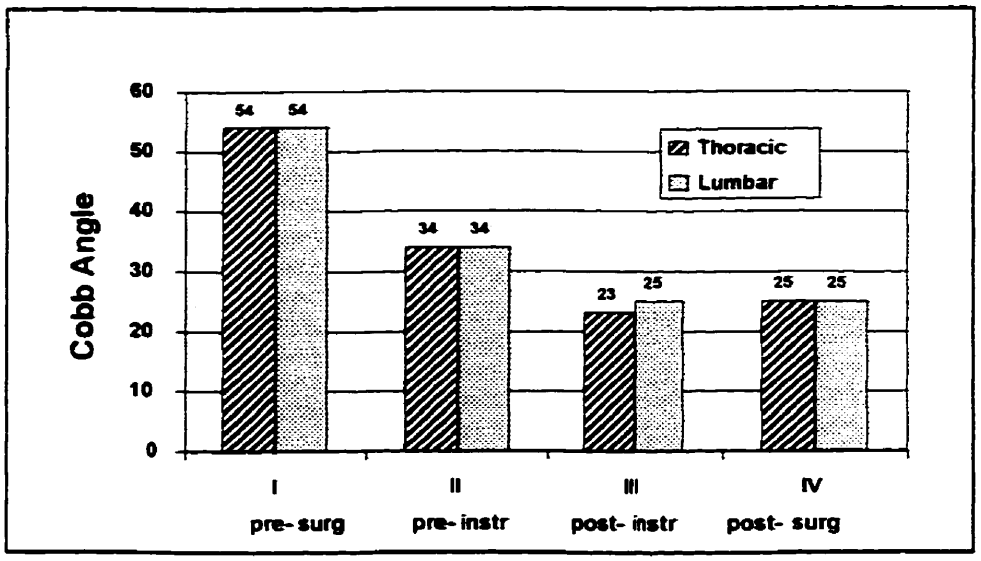


Figure A2.1 Results from Delorme et al. [3,4] showing the frontal plane changes in Cobb angle before, during and after scoliosis surgery.

Point 2

For an elastic analysis, the stiffness of the spine and rib cage must also be known. In the absence of patient-specific values one has to use published properties for the motion segments, rib cage, etc. In simulations of the Harrington procedure [6] and of the C-D procedure [5,7], the published data for motion segment behavior (obtained from cadaveric specimens) required empirical modification to obtain good agreement of the models with true deformations.

Point 3

Shape changes in the non-instrumented part of the spine are mainly due to the patient and their muscles, not the instrumentation directly, and are difficult to analyze biomechanically. Approximate methods (imposition of boundary conditions) have been

required to represent these changes in the analytical models (Figure A2.2).

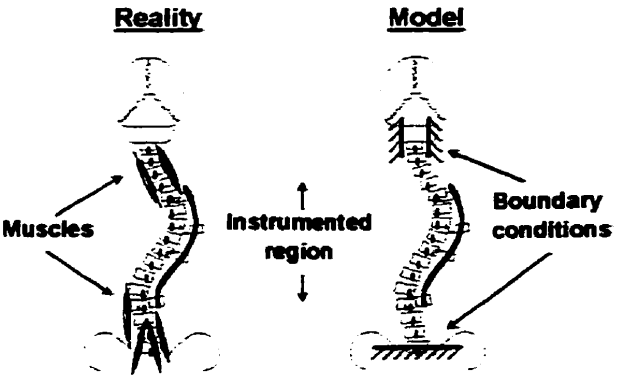


Figure A2.2 Diagrammatic presentation of the uninstrumented region of the spine (left) according to reality with muscle forces altering its shape; (right) according to a model using boundary conditions to impose assumed shape constraints.

Point 4

The large difference in stiffness between the stiffest and the least stiff parts of the model, as well as the large displacements which occur in surgical procedures, create technical difficulties in simulations using finite element modeling. We are working with a mechanism analysis package (ADAMS B Mechanical Dynamics Inc., Ann Arbor, MI) to address technical problems of large flexibility variations and large displacements. Mechanism analysis tools are preferable for representing systems with large freely rotating components such as hinge joints, although they are less well suited generally to incorporating flexible elements in the analysis.

Point 5

Segmental instrumentation offers surgeons many variables and multistep maneuvers to adapt to individual patients' needs, but conversely create many unknown inputs for the biomechanical analyses, and difficulties in validation of model predictions.

In these modeling studies, we have simplified the surgical maneuver for the concave-side rod of a segmental instrumentation into 4 steps: (1) install the rod passively to the end hooks, then approximate the intermediate hooks to the rod; (2) displace the hooks along the rod to their final positions ("hook distraction"); (3) rotate the concave-side rod; (4) lock the hooks to the rod and relax the applied torque ("spring-back"). It has proven very difficult to quantify the required magnitude and direction of all these displacement inputs in the simulation.

4. Conclusion

In order to be a reliable tool to assist with pre-operative planning, deterministic modeling of scoliosis surgery will require more information to formulate the models, better specification of inputs, and improved analysis tools. Intra-operative measurements [1] have been used in an attempt to document what displacements the instrumentation and spine undergo at each step of the procedure.

References:

[1] Bellefleur C, Labelle H, Dansereau J, de Guise J, Stokes IAF, Rivard C-H, Poitras B: Évaluation tridimensionelle per opératoire de la procédure Cotrel-Dubousset pour le traitement de la scoliose idiopathique. Annales de Chirurgie 48(8): 723-730, 1994.

[2] Delorme S., Labelle H., Rivard C.-H., Poitras B., Dansereau J. Évaluation Pré-, per- et post-opératoire de la scoliose idiopathique adolescente. Presented at the 28th annual meeting of the Quebec Scoliosis Society, Ste-Foy (Qué, Canada), 24-25th April 1998.

[3] Delorme S; Labelle H; Poitras B; Rivard C-H; Coillard C; Dansereau J. Pre-, per- and post-operative three-dimensional evaluation of adolescent idiopathic scoliosis. Journal of Pediatric Orthopaedics (submitted February 1998).

[4] Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, Poitras B, Rivard C-H, Stokes IAF, de Guise J.: Comparison between preoperative and postoperative three-dimensional reconstructions of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Dubousset procedure. Spine 20(23) 2487-2492, 1995.

[5] Gardner-Morse M, Stokes IAF: Three-dimensional simulations of scoliosis derotation by Cotrel-Dubousset instrumentation. J Biomech. 27: 177-181, 1993

[6] Stokes IAF, Gardner-Morse M: Three-dimensional simulation of Harrington distraction instrumentation for surgical correction of scoliosis. Spine 18:2457-2464, 1993.

[7] Stokes I.A.F. and Gardner-Morse M. Simulation of surgical maneuvers with C-D instrumentation. Presented at the 30th annual Scoliosis Research Society meeting, Asheville, NC, Sept 1995.

Acknowledgement: Supported by the Scoliosis Research Society, NSERC and MRC (Canada).

ANNEXE III: COMPARAISON ENTRE LES UNITÉS FONCTIONNELLES DE DEUX MODÈLES PAR ÉLÉMENTS FINIS DU RACHIS SCOLIOTIQUE

Introduction

La scoliose est une déformation de la colonne vertébrale qui touche 0.5% de la population humaine (Salter, 1989). Les traitements généralement prescrits pour cette déformation sont l'intervention chirurgicale ou le port du corset (environ 10% des cas, Weinstein, 1984). Dans les deux situations, l'effet exact du traitement est difficile à prévoir.

Pour faciliter l'étude de ces deux méthodes de traitement, l'un des moyens employés consiste à simuler l'effet du traitement à l'aide d'un modèle par éléments finis du thorax. Pour ce faire, plusieurs modèles biomécaniques par éléments finis ont été élaborés, dont celui de l'École Polytechnique de Montréal développé en collaboration avec l'ENSAM de Paris (Aubin et coll., 1995) et celui de l'université du Vermont (Stokes & Laible, 1990).

On peut alors comparer ces modèles aussi bien entre eux qu'à la réalité clinique. Ceci permet de déterminer leurs caractéristiques respectives et de comprendre leur comportement au niveau de l'unité fonctionnelle afin de mieux expliquer leur réponse globale lors des simulations des traitements. Cet ouvrage compare donc les caractéristiques des deux modèles cités ci-dessus. La méthode employée consistait à conduire des simulations en appliquant des forces et moments

unitaires sur les unités fonctionnelles de chacun des modèles. Des évaluations ont été réalisées à plusieurs niveaux vertébraux. Elles ont permis d'évaluer le comportement des unités fonctionnelles et de déterminer les matrices de rigidité correspondantes.

Ce rapport comprend quatre parties. Tout d'abord, il décrit l'unité fonctionnelle de chacun des modèles. Puis, il explique la méthodologie employée pour déterminer les caractéristiques des deux modèles. Il expose ensuite les résultats obtenus et termine en comparant ces derniers entre eux.

Chapitre 1: Description des unités fonctionnelles

Une unité fonctionnelle comprend les éléments de deux vertèbres ainsi que la liaison intervertébrale entre elles.

1.1- Modèle de l'École Polytechnique de Montréal

Dans ce modèle, l'unité fonctionnelle est divisée en 2 parties (Aubin et coll., 1995) : antérieure et postérieure. Chacune des vertèbres reconstruites comprend des points sur le corps vertébral, les plateaux vertébraux, les pédicules, l'apophyse épineuse, les apophyses transverses et les facettes articulaires. Le plateau inférieur de la vertèbre supérieure et le plateau supérieur de la vertèbre inférieure sont reliés par une poutre et un ressort de torsion. Les facettes articulaires correspondantes (modélisées par des ressorts et des éléments de coque et de contact) peuvent entrer en contact. Le jeu interfacettaire (illustré à la figure A3.1) est une des caractéristiques de cette modélisation. La figure A3.2 illustre cette unité fonctionnelle (niveau T3-T4).

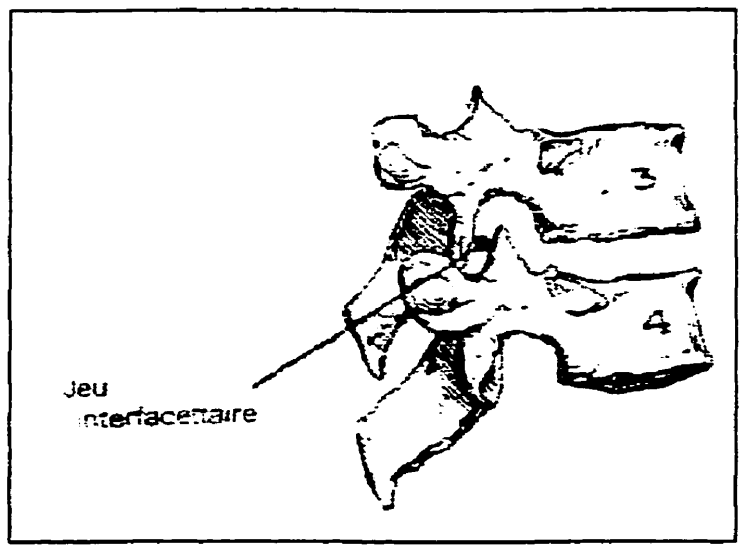


Figure A3.1: Jeu interfacettaire: vertèbres 3 et 4 (ref 3)

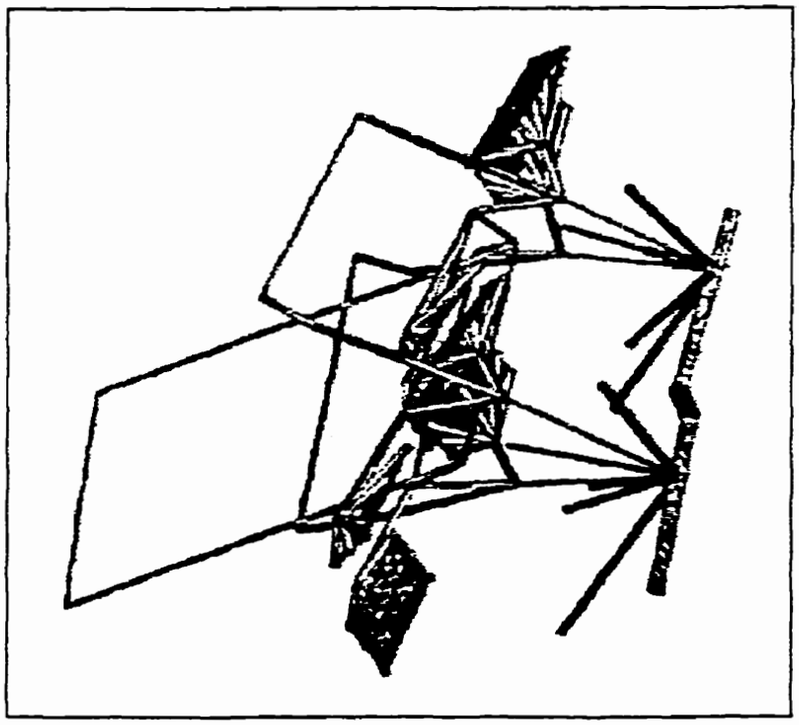


Figure A3.2: Unité fonctionnelle du modèle de l'École Polytechnique de Montréal

1.2- Modèle de l'Université du Vermont

Ce modèle est décrit en détail dans Stokes & Laible (1990). Il possède une unité fonctionnelle dont le comportement est approximé à l'aide d'une poutre équivalente. Chacune des vertèbres est modélisée par un point au centroïde du corps vertébral. Ce dernier est relié par une membrure très rigide à un point postérieur qui peut être positionné à une distance prédéfinie (« offset ») selon les besoins de la modélisation. Par exemple, il a été trouvé (Stokes & Gardner-Morse, 1993) qu'une distance de 30mm donnait une meilleure réponse du modèle dans le plan sagittal pour des simulations d'instrumentations de Harrington. Les points postérieurs sont reliés

entre eux à l'aide de poutres équivalentes. La figure 1.3 représente l'unité fonctionnelle du modèle de l'Université du Vermont (niveau T3-T4).

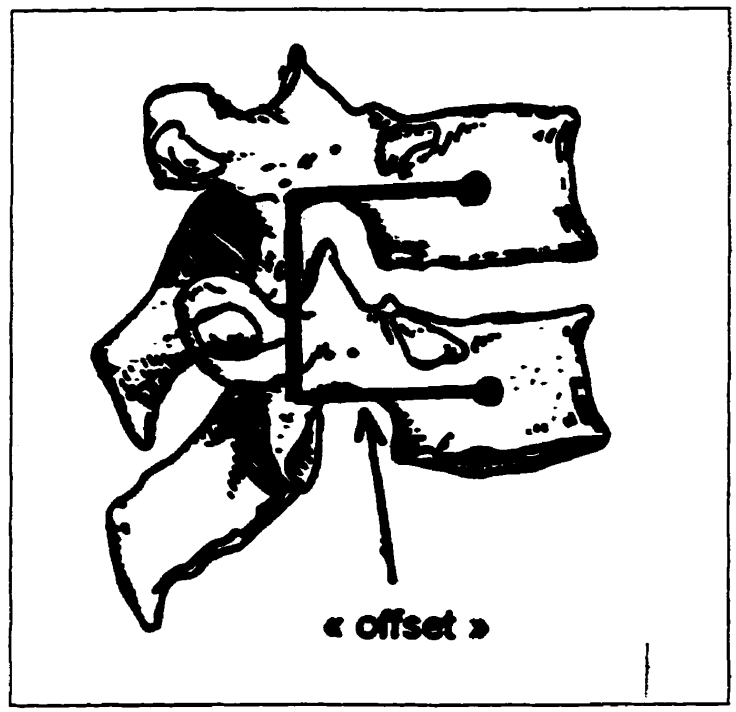


Figure A3.3: Unité fonctionnelle du modèle de l'Université du Vermont

Chapitre 2: La méthodologie de travail

Cette étude a été conduite à l'aide de la géométrie reconstruite du rachis du patient 0960032 (visite du 93-07-05). Ce patient a une scoliose thoracique droite dont l'angle de Cobb thoracique dans le plan frontal est de 47.1° et l'apex se trouve à T9. Les mêmes points reconstruits ont été employés dans toute l'étude.

L'étude est divisée en deux parties, soit la simulation des chargements et l'analyse des résultats.

2.1- Simulations des chargements

Pour chacun des modèles, deux séries de simulations ont été conduites. Dans le cas du modèle de l'université du Vermont, la première série utilisait une valeur de décentrement vers l'arrière (« offset ») de 0mm et la deuxième, une valeur de 30mm.

Dans le cas du modèle de l'École Polytechnique de Montréal, la première série a un jeu interfacettaire fixé à 0.5mm tandis que la deuxième employait un jeu de 2.0mm.

Chacune des séries de simulations évaluait plusieurs unités fonctionnelles, soit T3-T4, T7-T8, T12-L1 et L2-L3. Un regroupement de trois unités fonctionnelles a aussi été étudié, soit L2-L5. Pour chacun de ces cinq cas, sept simulations ont été produites. Les quatre premières appliquaient un chargement (moment de 5 N·m) en flexion, extension, torsion et inflexion latérale (droite) respectivement. Les trois dernières appliquaient un chargement (force de 5 N) selon les trois axes principaux, soit X, Y et Z.

Les chargements étaient appliqués en 10 incréments égaux sur le centre du corps vertébral de la vertèbre supérieure. Ces chargements ont été appliqués et les données (déplacements en translation et en rotation) recueillies dans un système d'axes local relatif à la vertèbre supérieure. Le centre de ce système d'axes se trouvait au point de chargement. Un premier axe pointait vers le centre du plateau supérieur et le deuxième vers un point entre les pédicules. Le troisième axe était orthogonal aux deux premiers. La figure A3.4 montre ce système d'axes. Tous les degrés de liberté de la vertèbre inférieure étaient bloqués.

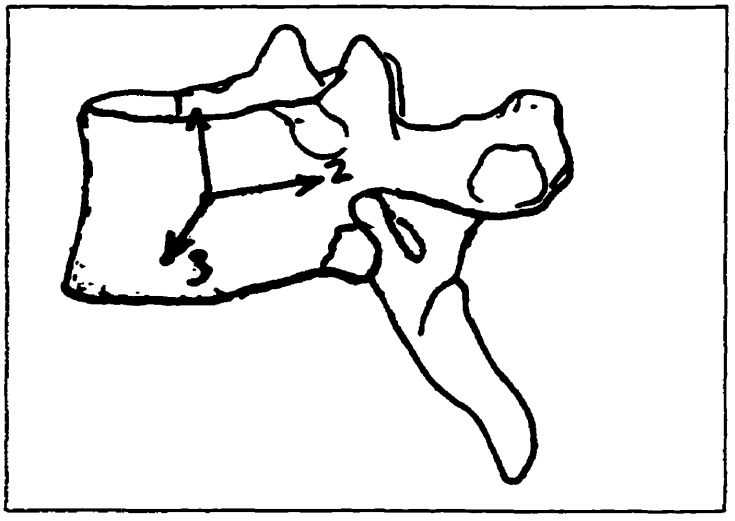


Figure A3.4: Système d'axes local

Pour faciliter la compréhensibilité des résultats, l'analyse des données a été produite dans le système d'axes global des points reconstruits. Ce système (adopté par la SRS) est défini par les axes suivants:

- X vers l'avant
- Y vers la gauche
- Z vers le haut

2.2- Analyse des résultats

Deux types de présentation des résultats ont été employés afin de faciliter l'analyse. La première consistait à représenter graphiquement les déplacements et rotations engendrés par les chargements en flexion, extension, torsion et inflexion latérale. Ces graphiques ont été produits pour les segments T3-T4 et L2-L3. Des graphiques contenant des mesures expérimentales relevées sur des pièces cadavériques fraîches (Boudreault, 1994) et des résultats de simulations sur les modèles ont aussi été produits. Ils présentent les rotations principales causées par l'application de chargements en flexion, extension, torsion et inflexion latérale au niveau T12-L1.

La deuxième méthode de représentation des résultats est la production de matrices de rigidité. Ces matrices sont définies par l'équation suivante:

$$[F] = [K]\,[X]$$

où [F] est la matrice de chargement
[K] est la matrice de rigidité
[X] est la matrice de déplacement

Les unités employées dans les matrices sont les N et mm.

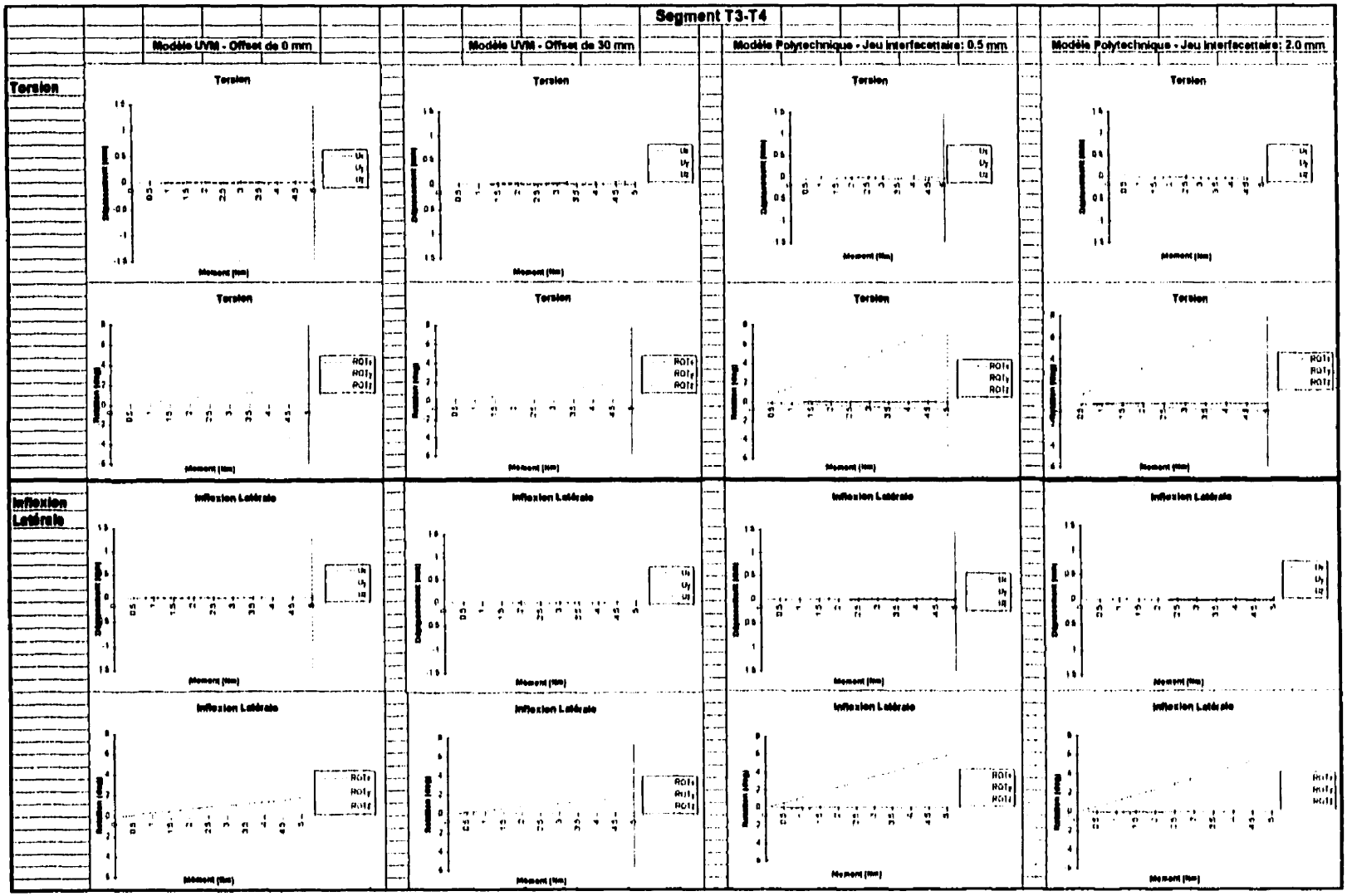
Les matrices de rigidité produites ont été comparées entre elles ainsi qu'à d'autres matrices publiées à partir de résultats expérimentaux.

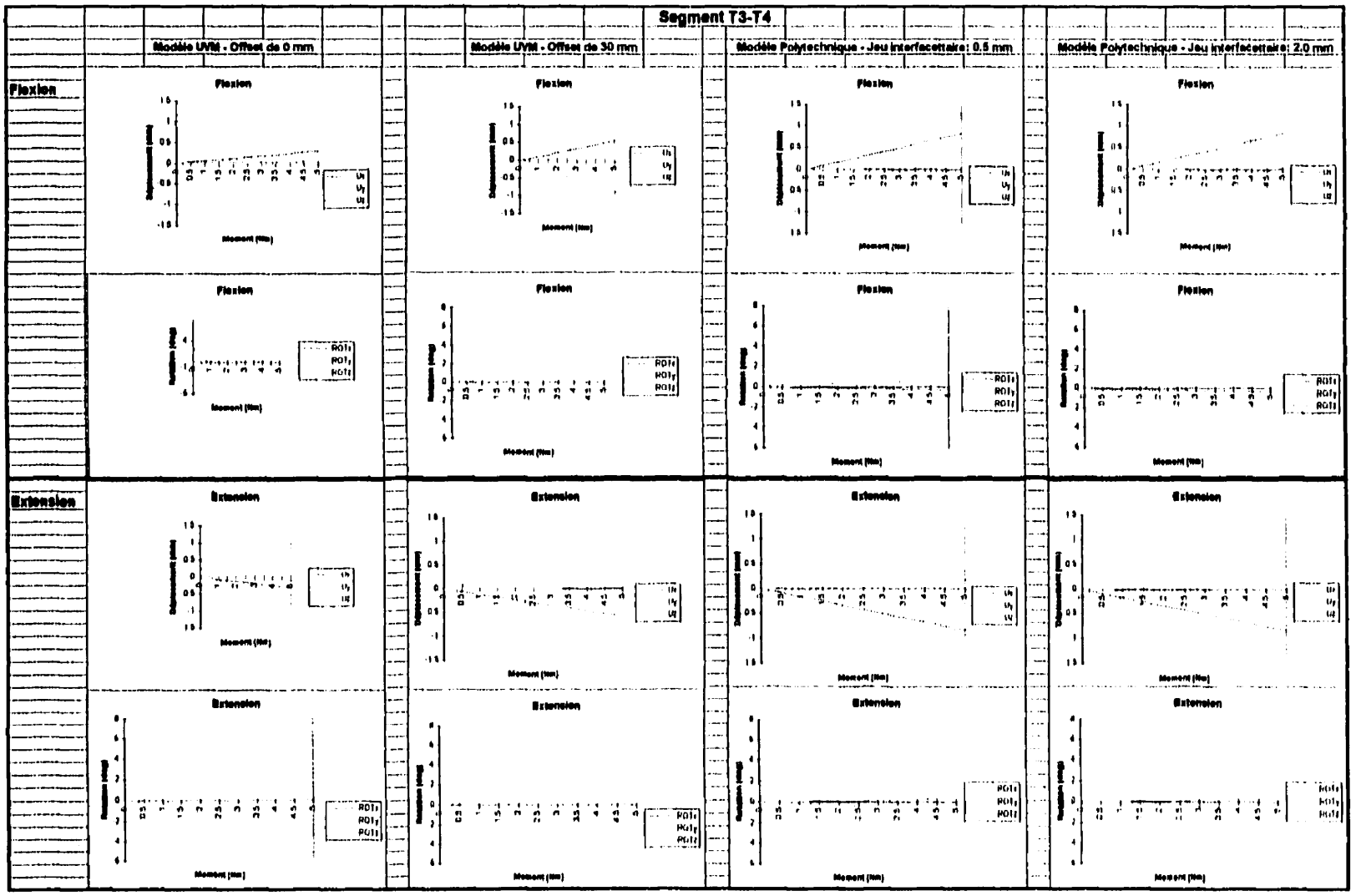
Chapitre 3: Résultats

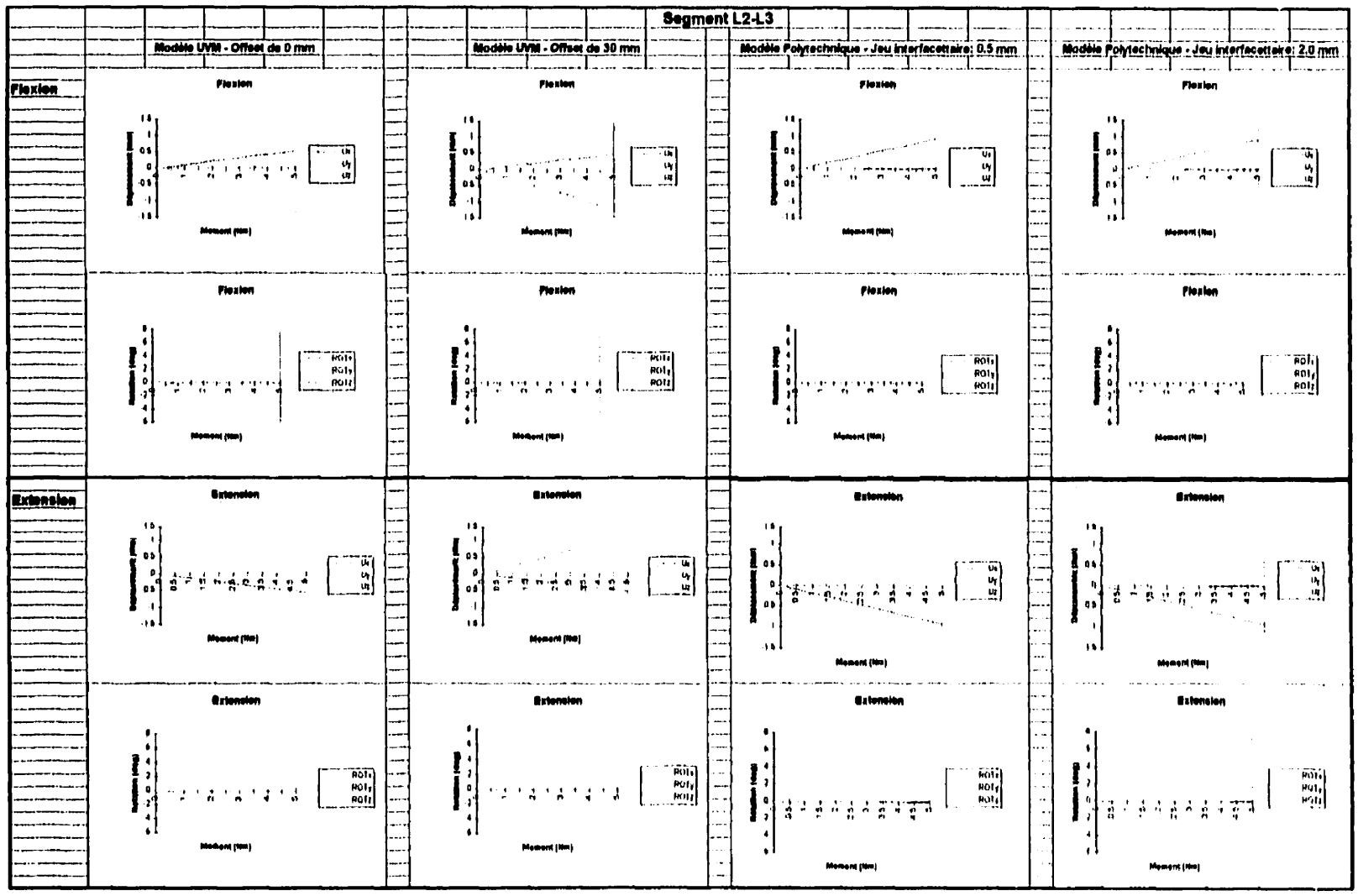
Après chacune des simulations, les valeurs de translation et de rotation (selon le système d'axes local) du point de chargement ont été recueillies pour les 10 incréments. Ces données sont annexées à ce document (pages 220 à 229).

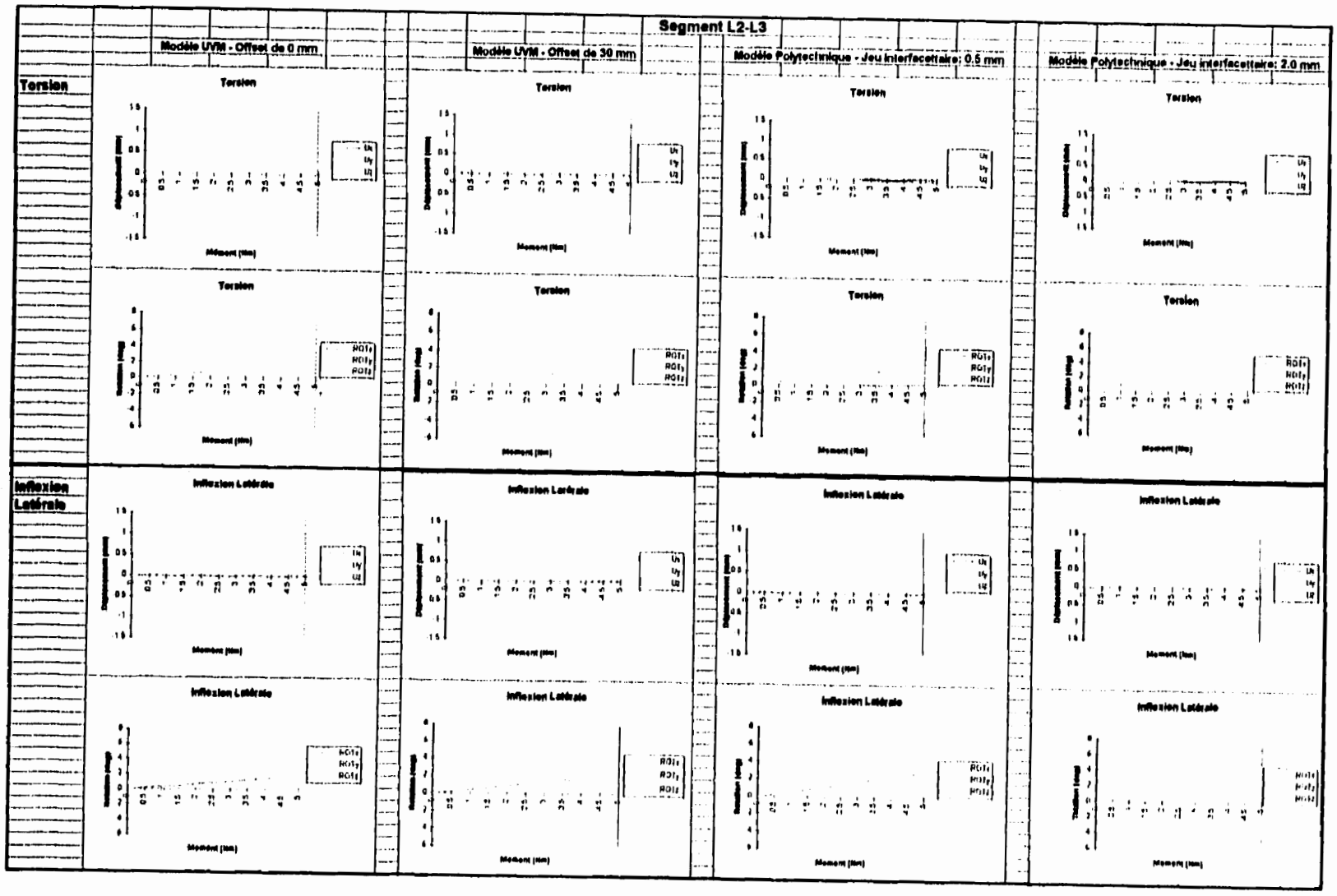
À partir de ces données, des graphiques ont été tracés afin de comparer la linéarité des réponses des différents modèles. Ces graphiques, illustrant les effets des chargements en flexion, extension, torsion et inflexion latérale, ont été produits pour les segments T3-T4 et L2-L3. Ils sont présentés aux pages 203 à 206.

Des matrices de rigidité ont été produites pour tous les segments étudiés. Dans chaque cas, deux matrices ont été considérées: la première pour un chargement unitaire (1N pour le forces et 1Nm pour les moments) et la deuxième pour un chargement complet (5N pour le forces et 5Nm pour les moments). Ces matrices se trouvent aux pages 207-208.


Segment T3-T4
Modèle UVM - Offset de 0 mm
Modèle UVM - Offset de 30 mm
Modèle Polytechnique - Jeu interfacettaire: 0.5 mm
Modèle Polytechnique - Jeu interfacettaire: 2.0 mm
Torsion
Inflexion Latérale
Torsion
Inflexion Latérale
Moment (Nm)
Déplacement (mm)
Rotation (deg)
UX
UY
UZ
ROTX
ROTY
ROTZ


Segment T3-T4
Modèle UVM - Offset de 0 mm
Modèle UVM - Offset de 30 mm
Modèle Polytechnique - Jeu interfacettaire: 0.5 mm
Modèle Polytechnique - Jeu interfacettaire: 2.0 mm
Flexion
Extension
Moment (Nm)


Segment L2-L3
Modèle UVM - Offset de 0 mm
Modèle UVM - Offset de 30 mm
Modèle Polytechnique - Jeu interfacettaire: 0.5 mm
Modèle Polytechnique - Jeu interfacettaire: 2.0 mm
Flexion
Extension
Moment (Nm)


Segment L2-L3
Modèle UVM - Offset de 0 mm
Modèle UVM - Offset de 30 mm
Modèle Polytechnique - Jeu interfacettaire: 0.5 mm
Modèle Polytechnique - Jeu interfacettaire: 2.0 mm
Torsion
Inflexion Latérale
Moment (Nm)

Matrices de Rigidité

	UVM: Offset de 0mm						UVM: Offset de 30mm					
	1.15E+02	-1.04E+01	-1.06E+02	3.80E+01	-9.79E+02	1.39E+02	1.20E+02	-1.80E+01	-9.96E+01	-4.70E+02	-4.90E+03	3.14E+02
T3-T4	-1.04E+01	1.25E+02	1.21E+02	1.03E+03	-3.68E+01	1.29E+02	-1.85E+01	1.24E+02	1.46E+02	2.44E+03	4.35E+03	-3.37E+03
F = 1N	-1.06E+02	1.21E+02	9.83E+02	-1.21E+02	-9.66E+01	-1.42E+00	-1.02E+02	1.46E+02	9.70E+02	4.05E+03	2.85E+04	-3.87E+03
	3.97E+01	1.03E+03	-1.37E+02	1.70E+05	9.99E+02	2.38E+03	-4.78E+02	2.44E+03	4.00E+03	2.10E+05	1.19E+05	-6.48E+04
	-9.77E+02	-3.87E+01	-1.12E+02	1.00E+03	1.71E+05	-2.88E+03	-4.97E+03	4.35E+03	2.85E+04	1.20E+05	1.03E+06	-1.14E+05
	1.39E+02	1.29E+02	-1.05E+00	2.39E+03	-2.88E+03	1.50E+05	3.40E+02	-3.38E+03	-3.87E+03	-6.50E+04	-1.14E+05	2.40E+05
	1.15E+02	-1.05E+01	-1.06E+02	3.11E+01	-9.87E+02	1.40E+02	1.19E+02	-1.65E+01	-9.39E+01	-4.49E+02	-4.70E+03	2.26E+02
T3-T4	-1.05E+01	1.25E+02	1.21E+02	1.04E+03	-2.94E+01	1.28E+02	-1.91E+01	1.24E+02	1.49E+02	2.48E+03	4.47E+03	-3.38E+03
F = 5N	-1.07E+02	1.21E+02	9.83E+02	-5.62E+01	-3.54E+01	-2.95E+00	-1.08E+02	1.52E+02	9.96E+02	4.35E+03	2.95E+04	-3.97E+03
	3.99E+01	1.03E+03	-1.37E+02	1.70E+05	9.68E+02	2.35E+03	-4.93E+02	2.46E+03	4.09E+03	2.11E+05	1.22E+05	-6.50E+04
	-9.77E+02	-3.89E+01	-1.12E+02	9.76E+02	1.71E+05	-2.90E+03	-5.07E+03	4.46E+03	2.91E+04	1.27E+05	1.05E+06	-1.15E+05
	1.39E+02	1.28E+02	-1.04E+00	2.41E+03	-2.90E+03	1.50E+05	3.56E+02	-3.39E+03	-3.97E+03	-6.60E+04	-1.18E+05	2.41E+05
	2.24E+02	7.98E+00	-9.72E+01	-1.01E+02	-2.09E+03	-4.02E+02	1.17E+02	9.86E+00	-4.57E+01	1.22E+02	-2.24E+03	-1.82E+02
T7-T8	4.01E+00	1.42E+02	-1.72E+02	1.03E+03	4.59E+01	6.42E+01	9.88E+00	1.37E+02	-1.74E+02	1.24E+03	-5.18E+03	-4.02E+03
F = 1N	-4.87E+01	-1.72E+02	1.01E+03	2.11E+02	-3.05E+01	1.54E+00	-4.72E+01	-1.74E+02	1.01E+03	-2.37E+03	3.01E+04	5.06E+03
	-5.00E+01	1.04E+03	1.95E+02	1.77E+05	-9.88E+02	9.66E+02	1.24E+02	1.24E+03	-2.37E+03	1.80E+05	-7.06E+04	-3.57E+04
	-1.04E+03	4.84E+01	-4.58E+01	-9.99E+02	1.76E+05	3.94E+03	-2.29E+03	-5.18E+03	3.01E+04	-7.03E+04	1.06E+06	1.52E+05
	-2.01E+02	6.39E+01	1.55E+00	9.54E+02	3.95E+03	1.56E+05	-1.72E+02	-4.02E+03	5.05E+03	-3.56E+04	1.51E+05	2.73E+05
	1.25E+02	4.41E+00	-5.40E+01	-5.97E+01	-1.16E+03	-2.23E+02	1.18E+02	9.77E+00	-3.98E+01	1.14E+02	-2.02E+03	-2.24E+02
T7-T8	4.05E+00	1.42E+02	-1.72E+02	1.02E+03	3.58E+01	6.54E+01	9.90E+00	1.38E+02	-1.74E+02	1.24E+03	-5.19E+03	-4.03E+03
F = 5N	-4.90E+01	-1.72E+02	1.01E+03	2.75E+02	2.97E+01	1.23E+00	-4.73E+01	-1.75E+02	1.02E+03	-2.34E+03	3.02E+04	5.10E+03
	-5.03E+01	1.04E+03	1.95E+02	1.77E+05	-9.45E+02	1.00E+03	1.24E+02	1.24E+03	-2.38E+03	1.80E+05	-7.08E+04	-3.57E+04
	-1.04E+03	4.83E+01	-4.58E+01	-1.01E+03	1.76E+05	3.93E+03	-2.29E+03	-5.19E+03	3.01E+04	-6.94E+04	1.07E+06	1.53E+05
	-2.01E+02	6.38E+01	1.53E+00	9.36E+02	3.98E+03	1.56E+05	-1.73E+02	-4.02E+03	5.07E+03	-3.56E+04	1.52E+05	2.73E+05
	1.07E+02	3.45E+00	-3.74E+01	5.14E+01	-1.51E+03	1.09E+01	1.15E+02	-7.93E-02	-3.46E+01	-6.42E+01	-2.29E+03	-2.18E+02
T12-L1	3.46E+00	1.13E+02	5.52E+00	1.61E+03	-5.24E+01	6.44E+01	-2.82E-01	1.04E+02	-8.00E+00	1.15E+03	-2.31E+02	-3.03E+03
F = 1N	-3.76E+01	5.81E+00	1.05E+03	2.14E+01	-3.25E+01	1.62E-01	-3.69E+01	-7.90E+00	1.04E+03	1.82E+03	3.09E+04	3.01E+02
	5.25E+01	1.61E+03	-7.21E+00	1.76E+05	-2.67E+02	8.42E+02	-7.02E+01	1.15E+03	1.80E+03	1.69E+05	5.34E+04	-3.35E+04
	-1.51E+03	-5.25E+01	-5.98E+01	-2.68E+02	1.75E+05	-1.31E+02	-2.37E+03	-2.30E+02	3.09E+04	5.38E+04	1.08E+06	1.12E+04
	1.08E+01	6.44E+01	5.77E-02	8.44E+02	-1.31E+02	1.55E+05	-2.01E+02	-3.03E+03	2.97E+02	-3.35E+04	1.09E+04	2.43E+05
	1.07E+02	3.41E+00	-3.74E+01	4.73E+01	-1.52E+03	1.12E+01	1.15E+02	7.34E-01	-2.60E+01	-4.08E+01	-1.99E+03	-2.84E+02
T12-L1	3.45E+00	1.13E+02	5.52E+00	1.61E+03	-5.18E+01	6.43E+01	-2.78E-01	1.04E+02	-8.13E+00	1.14E+03	-2.35E+02	-3.02E+03
F = 5N	-3.83E+01	7.01E+00	1.05E+03	1.37E+02	7.56E+01	5.97E-01	-3.74E+01	-7.60E+00	1.05E+03	1.89E+03	3.12E+04	3.06E+02
	5.25E+01	1.61E+03	-7.21E+00	1.76E+05	-2.68E+02	8.41E+02	-7.10E+01	1.15E+03	1.82E+03	1.69E+05	5.39E+04	-3.34E+04
	-1.51E+03	-5.28E+01	-5.98E+01	-2.74E+02	1.75E+05	-1.35E+02	-2.38E+03	-2.30E+02	3.10E+04	5.58E+04	1.08E+06	1.22E+04
	1.09E+01	6.45E+01	5.97E-02	8.51E+02	-1.39E+02	1.55E+05	-2.00E+02	-3.03E+03	2.85E+02	-3.34E+04	1.05E+04	2.43E+05
	1.13E+02	4.62E+00	-3.19E+01	8.16E+01	-1.83E+03	2.81E+01	9.33E+01	1.65E+00	1.68E+01	1.13E+01	-6.16E+02	-1.09E+01
L2-L3	4.63E+00	1.10E+02	1.32E+01	1.78E+03	-8.23E+01	6.10E+01	1.21E+00	9.25E+01	7.73E+01	1.07E+03	2.25E+03	-2.71E+03
F = 1N	-3.22E+01	1.36E+01	1.08E+03	1.39E+01	-2.80E+01	1.73E-01	1.42E+01	7.75E-01	8.71E+02	4.88E+02	2.54E+04	-2.27E+03
	8.27E+01	1.78E+03	-2.18E+01	1.76E+05	-1.05E+03	6.80E+02	7.18E+00	1.07E+03	4.79E+02	1.34E+05	1.40E+04	-3.12E+04
	-1.83E+03	-8.28E+01	-6.04E+01	-1.05E+03	1.77E+05	-3.17E+02	-7.01E+02	2.25E+03	2.54E+04	1.42E+04	8.74E+05	-6.56E+04
	2.80E+01	6.11E+01	1.00E-01	6.81E+02	-3.18E+02	1.56E+05	1.25E+01	-2.71E+03	-2.26E+03	-3.12E+04	-6.57E+04	2.09E+05
	1.13E+02	4.57E+00	-3.19E+01	7.72E+01	-1.83E+03	2.85E+01	9.31E+01	3.41E+00	2.69E+01	2.82E+01	-2.69E+02	-1.04E+02
L2-L3	4.62E+00	1.10E+02	1.32E+01	1.78E+03	-8.08E+01	6.09E+01	1.21E+00	9.26E+01	7.79E+01	1.07E+03	2.28E+03	-2.72E+03
F = 5N	-3.33E+01	1.52E+01	1.08E+03	1.57E+02	1.11E+02	4.97E-01	1.42E+01	7.88E+01	8.79E+02	5.31E+02	2.57E+04	-2.31E+03
	8.27E+01	1.78E+03	-2.18E+01	1.76E+05	-1.05E+03	6.79E+02	7.12E+00	1.07E+03	4.85E+02	1.34E+05	1.42E+04	-3.12E+04
	-1.83E+03	-8.28E+01	-6.03E+01	-1.05E+03	1.77E+05	-3.20E+02	-6.98E+02	2.27E+03	2.55E+04	1.53E+04	8.77E+05	-6.58E+04
	2.81E+01	6.11E+01	1.01E-01	6.86E+02	-3.23E+02	1.56E+05	1.23E+01	-2.72E+03	-2.27E+03	-3.13E+04	-6.61E+04	2.09E+05
	2.25E+01	4.49E+00	2.43E+01	1.21E+02	-1.16E+03	1.19E+02	2.46E+01	6.55E+00	3.48E+01	9.88E+01	7.37E+01	-7.69E+01
L2-L5	3.90E+00	2.68E+01	3.78E+01	1.25E+03	-1.20E+02	-3.98E+01	5.58E+00	2.89E+01	4.98E+01	1.04E+03	1.45E+03	-9.49E+02
F = 1N	2.22E+01	4.04E+01	2.56E+02	8.99E+02	-5.78E+02	3.98E+01	3.13E+01	5.20E+01	3.03E+02	6.32E+02	8.94E+03	-1.59E+03
	9.05E+01	1.22E+03	6.46E+02	1.07E+05	-3.19E+03	-1.91E+03	6.52E+01	1.01E+03	4.31E+02	8.84E+04	1.19E+04	-3.34E+04
	-1.17E+03	-1.61E+02	-7.95E+02	-4.58E+03	1.08E+05	-5.68E+03	-6.58E+01	1.46E+03	8.67E+03	1.70E+04	3.44E+05	-4.98E+04
	1.20E+02	-3.59E+01	5.77E+01	-1.78E+03	-5.70E+03	4.88E+04	-3.60E+01	-9.40E+02	-1.47E+03	-3.42E+04	-4.81E+04	8.00E+04
	2.17E+01	5.63E+00	2.46E+01	2.21E+02	-1.07E+03	1.11E+02	2.51E+01	1.29E+01	5.88E+01	3.27E+02	9.69E+02	-3.24E+02
L2-L5	2.68E+00	2.84E+01	3.80E+01	1.41E+03	9.48E+00	-5.33E+01	6.12E+00	3.49E+01	7.09E+01	1.28E+03	2.24E+03	-1.16E+03
F = 5N	1.38E+01	5.23E+01	2.59E+02	1.94E+03	2.95E+02	-3.35E+01	3.45E+01	8.76E+01	4.29E+02	2.07E+03	1.37E+04	-2.83E+03
	6.66E+01	1.25E+03	6.56E+02	1.10E+05	-8.68E+02	-2.21E+03	7.14E+01	1.07E+03	6.48E+02	9.08E+04	1.99E+04	-3.56E+04
	-1.15E+03	-2.00E+02	-8.08E+02	-7.98E+03	1.03E+05	-5.44E+03	2.22E+01	2.37E+03	1.18E+04	5.50E+04	4.63E+05	-8.02E+04
	1.18E+02	-3.31E+01	5.85E+01	-1.52E+03	-5.51E+03	4.88E+04	-5.23E+01	-1.11E+03	-2.06E+03	-4.11E+04	-6.97E+04	8.57E+04

Matrices de Rigidité

	Polytechnique: Jeu interfacettaire de 0.5mm						Polytechnique: Jeu interfacettaire de 2.0mm					
	4.37E+02	-1.19E+02	-2.30E+02	-1.03E+03	-3.99E+03	3.09E+02	4.37E+02	-1.19E+02	-2.30E+02	-1.03E+03	-3.99E+03	3.09E+02
T3-T4	-1.19E+02	4.08E+02	2.15E+02	3.74E+03	9.93E+02	1.88E+02	-1.19E+02	4.08E+02	2.15E+02	3.74E+03	9.93E+02	1.88E+02
F = 1N	-2.34E+02	2.20E+02	7.57E+02	1.61E+03	2.26E+03	1.53E+01	-2.34E+02	2.20E+02	7.57E+02	1.61E+03	2.26E+03	1.53E+01
	-9.98E+02	3.72E+03	1.49E+03	8.30E+04	1.05E+04	6.31E+03	-9.98E+02	3.72E+03	1.49E+03	8.30E+04	1.05E+04	6.31E+03
	-3.97E+03	9.82E+02	2.16E+03	1.07E+04	9.10E+04	-6.80E+03	-3.97E+03	9.82E+02	2.16E+03	1.07E+04	9.10E+04	-6.80E+03
	3.02E+02	1.85E+02	9.47E+00	6.28E+03	-7.12E+03	3.67E+04	3.02E+02	1.85E+02	9.47E+00	6.28E+03	-7.12E+03	3.67E+04
	4.42E+02	-1.25E+02	-2.34E+02	-1.13E+03	-4.10E+03	3.81E+02	4.41E+02	-1.25E+02	-2.34E+02	-1.14E+03	-4.08E+03	3.05E+02
T3-T4	-1.23E+02	4.14E+02	2.19E+02	3.89E+03	1.07E+03	2.28E+02	-1.23E+02	4.14E+02	2.19E+02	3.88E+03	1.07E+03	2.14E+02
F = 5N	-2.55E+02	2.44E+02	7.74E+02	2.11E+03	2.66E+03	5.50E+01	-2.54E+02	2.44E+02	7.74E+02	2.11E+03	2.66E+03	6.21E+01
	-1.01E+03	3.76E+03	1.51E+03	8.40E+04	1.06E+04	6.74E+03	-1.01E+03	3.76E+03	1.51E+03	8.40E+04	1.06E+04	6.50E+03
	-3.98E+03	1.01E+03	2.18E+03	1.14E+04	9.13E+04	-5.79E+03	-3.98E+03	1.02E+03	2.18E+03	1.16E+04	9.11E+04	-5.04E+03
	2.96E+02	1.97E+02	1.89E+01	6.58E+03	-6.99E+03	3.78E+04	2.90E+02	1.93E+02	1.85E+01	6.44E+03	-6.85E+03	3.71E+04
	4.41E+02	1.23E+02	-1.44E+02	1.00E+03	-4.16E+03	-4.94E+02	4.41E+02	1.23E+02	-1.44E+02	1.00E+03	-4.16E+03	-4.94E+02
T7-T8	1.24E+02	7.25E+02	-3.95E+02	6.44E+03	-1.08E+03	7.65E+01	1.24E+02	7.25E+02	-3.95E+02	6.44E+03	-1.08E+03	7.65E+01
F = 1N	-1.45E+02	-3.92E+02	8.71E+02	-2.72E+03	1.45E+03	3.08E+00	-1.45E+02	-3.92E+02	8.71E+02	-2.72E+03	1.45E+03	3.08E+00
	1.01E+03	6.47E+03	-2.80E+03	1.38E+05	-6.38E+03	7.07E+03	1.01E+03	6.47E+03	-2.80E+03	1.38E+05	-6.38E+03	7.07E+03
	-4.15E+03	-1.08E+03	1.39E+03	-6.35E+03	1.20E+05	1.72E+04	-4.15E+03	-1.08E+03	1.39E+03	-6.35E+03	1.20E+05	1.72E+04
	-4.92E+02	8.54E+01	-1.28E+01	7.27E+03	1.70E+04	7.47E+04	-4.92E+02	8.54E+01	-1.28E+01	7.27E+03	1.70E+04	7.47E+04
	4.42E+02	1.21E+02	-1.43E+02	9.63E+02	-4.18E+03	-4.97E+02	4.42E+02	1.21E+02	-1.43E+02	9.63E+02	-4.18E+03	-4.97E+02
T7-T8	1.25E+02	7.17E+02	-3.92E+02	6.27E+03	-1.15E+03	5.38E+01	1.25E+02	7.17E+02	-3.92E+02	6.27E+03	-1.15E+03	5.38E+01
F = 5N	-1.52E+02	-3.78E+02	8.67E+02	-2.40E+03	1.69E+03	5.98E+01	-1.52E+02	-3.78E+02	8.67E+02	-2.40E+03	1.69E+03	5.98E+01
	1.00E+03	6.40E+03	-2.77E+03	1.36E+05	-6.42E+03	6.50E+03	1.00E+03	6.40E+03	-2.77E+03	1.36E+05	-6.42E+03	6.50E+03
	-4.16E+03	-1.05E+03	1.39E+03	-6.26E+03	1.21E+05	1.77E+04	-4.16E+03	-1.05E+03	1.39E+03	-6.26E+03	1.21E+05	1.77E+04
	-4.84E+02	9.67E+01	-1.97E+01	7.51E+03	1.69E+04	7.52E+04	-4.84E+02	9.67E+01	-1.97E+01	7.51E+03	1.69E+04	7.52E+04
	3.50E+02	1.65E+00	-4.31E+01	2.11E+01	-5.04E+03	-5.74E+01	3.50E+02	1.65E+00	-4.31E+01	2.11E+01	-5.04E+03	-5.74E+01
T12-L1	1.81E+00	3.51E+02	-3.33E+01	4.86E+03	2.61E+01	-1.69E+02	1.81E+00	3.51E+02	-3.33E+01	4.86E+03	2.61E+01	-1.69E+02
F = 1N	-4.52E+01	-3.12E+01	1.17E+03	-1.64E+02	1.72E+03	-4.15E+01	-4.52E+01	-3.12E+01	1.17E+03	-1.64E+02	1.72E+03	-4.15E+01
	2.58E+01	4.87E+03	-2.46E+02	1.99E+05	7.53E+02	-3.03E+02	2.58E+01	4.87E+03	-2.46E+02	1.99E+05	7.53E+02	-3.03E+02
	-5.04E+03	3.30E+01	1.63E+03	9.47E+02	2.03E+05	-6.05E+03	-5.04E+03	3.30E+01	1.63E+03	9.47E+02	2.03E+05	-6.05E+03
	-5.81E+01	-1.68E+02	-4.05E+01	-3.20E+02	-6.10E+03	2.08E+05	-5.81E+01	-1.68E+02	-4.05E+01	-3.20E+02	-6.10E+03	2.08E+05
	3.50E+02	1.36E+00	-4.32E+01	1.02E+01	-5.05E+03	-2.99E+01	3.50E+02	1.38E+00	-4.32E+01	1.03E+01	-5.05E+03	-5.78E+01
T12-L1	2.44E+00	3.52E+02	-3.33E+01	4.85E+03	3.13E+01	-9.24E+02	2.21E+00	3.51E+02	-3.34E+01	4.85E+03	9.70E+00	-1.71E+02
F = 5N	-5.35E+01	-2.31E+01	1.17E+03	1.58E+02	2.06E+03	-6.39E+01	-5.36E+01	-2.32E+01	1.17E+03	1.58E+02	2.06E+03	-4.37E+01
	3.89E+01	4.88E+03	-2.45E+02	1.99E+05	9.33E+02	-1.79E+04	3.37E+01	4.88E+03	-2.48E+02	1.99E+05	4.27E+02	-2.43E+02
	-5.04E+03	4.39E+01	1.63E+03	1.39E+03	2.03E+05	-5.22E+03	-5.04E+03	4.39E+01	1.63E+03	1.39E+03	2.03E+05	-5.70E+03
	-6.90E+01	-1.88E+02	-4.41E+01	-3.61E+02	-6.68E+03	2.33E+05	-6.16E+01	-1.68E+02	-3.93E+01	-3.23E+02	-5.98E+03	2.08E+05
	2.13E+02	4.16E+00	-4.88E+01	6.41E+01	-3.28E+03	-5.19E+01	2.13E+02	4.19E+00	-4.88E+01	6.20E+01	-3.28E+03	-9.81E+01
L2-L3	4.81E+00	2.10E+02	-4.70E+01	3.07E+03	2.69E+01	-2.76E+02	4.47E+00	2.10E+02	-4.73E+01	3.08E+03	2.29E+01	-4.77E+01
F = 1N	-5.06E+01	-4.59E+01	6.68E+02	-2.90E+02	1.08E+03	-5.91E+01	-5.06E+01	-4.59E+01	6.68E+02	-2.91E+02	1.07E+03	-7.84E+01
	7.80E+01	3.09E+03	-3.45E+02	1.45E+05	-5.23E+02	-3.52E+03	6.83E+01	3.09E+03	-3.54E+02	1.45E+05	-6.37E+02	2.93E+03
	-3.28E+03	3.24E+01	9.81E+02	-4.90E+02	1.34E+05	-1.42E+03	-3.28E+03	3.21E+01	9.81E+02	-4.70E+02	1.34E+05	-9.88E+02
	-1.12E+02	-5.11E+01	-9.61E+01	3.45E+03	-1.31E+03	7.45E+04	-9.78E+01	-4.46E+01	-8.40E+01	3.01E+03	-1.14E+03	6.51E+04
	2.13E+02	3.38E+00	-4.91E+01	5.45E+01	-3.31E+03	2.81E+02	2.13E+02	3.82E+00	-4.88E+01	5.21E+01	-3.31E+03	-1.24E+01
L2-L3	7.68E+00	2.15E+02	-4.62E+01	3.21E+03	8.41E+00	-1.50E+03	5.88E+00	2.09E+02	-4.70E+01	3.04E+03	-3.89E+00	-4.64E+02
F = 5N	-5.86E+01	-4.05E+01	6.69E+02	-4.40E+01	1.40E+03	-1.89E+01	-5.88E+01	-4.03E+01	6.69E+02	-4.08E+01	1.40E+03	-5.73E+01
	1.37E+02	3.22E+03	-3.25E+02	1.48E+05	-6.40E+02	-3.15E+04	9.70E+01	3.09E+03	-3.41E+02	1.44E+05	-9.01E+02	-8.80E+03
	-3.29E+03	2.76E+01	9.88E+02	-9.23E+02	1.35E+05	-3.77E+03	-3.30E+03	3.67E+01	9.85E+02	-3.16E+02	1.35E+05	-1.48E+03
	-2.04E+02	-2.67E+02	-1.34E+02	-2.88E+03	-1.56E+03	1.23E+05	-1.32E+02	-5.15E+01	-1.04E+02	4.00E+03	-1.08E+03	8.19E+04
	1.90E+01	1.97E+00	1.16E+01	7.38E+01	-1.01E+03	9.32E+01	1.89E+01	1.97E+00	1.16E+01	7.43E+01	-1.00E+03	8.49E+01
L2-L5	1.16E+00	2.44E+01	2.16E+01	1.22E+03	9.84E+00	-5.88E+01	1.31E+00	2.43E+01	2.15E+01	1.22E+03	9.08E+01	-2.53E+01
F = 1N	8.16E+00	2.51E+01	1.58E+02	6.78E+02	1.11E+02	-7.78E+01	8.23E+00	2.51E+01	1.59E+02	6.77E+02	1.08E+02	-5.85E+01
	4.10E+01	1.19E+03	3.98E+02	9.38E+04	-5.16E+02	-3.28E+03	4.90E+01	1.19E+03	3.98E+02	9.37E+04	-1.08E+03	-1.13E+03
	-1.03E+03	-3.77E+01	-1.90E+02	-1.79E+03	8.40E+04	-6.50E+03	-1.02E+03	-3.83E+01	-1.91E+02	-1.82E+03	8.39E+04	-5.99E+03
	9.51E+01	-2.61E+01	-4.07E+01	-1.28E+03	-6.72E+03	2.52E+04	8.63E+01	-2.37E+01	-3.70E+01	-1.15E+03	-6.10E+03	2.28E+04
	1.81E+01	3.21E+00	1.18E+01	1.72E+02	-9.28E+02	1.50E+02	1.79E+01	3.07E+00	1.19E+01	1.59E+02	-9.11E+02	9.58E+01
L2-L5	-1.56E+00	2.88E+01	2.28E+01	1.37E+03	2.33E+02	-3.88E+02	-6.12E-01	2.88E+01	2.23E+01	1.38E+03	1.88E+02	-1.20E+02
F = 5N	-6.67E+00	4.04E+01	1.64E+02	1.84E+03	1.40E+03	-5.75E+02	-5.48E+00	4.07E+01	1.84E+02	1.87E+03	1.32E+03	-2.61E+02
	-3.46E+01	1.24E+03	4.38E+02	9.74E+04	5.34E+03	-1.80E+04	1.05E+01	1.23E+03	4.20E+02	9.71E+04	2.14E+03	-5.88E+03
	-1.02E+03	-6.32E+01	-1.93E+02	-3.89E+03	8.35E+04	-1.05E+04	-1.01E+03	-5.34E+01	-1.94E+02	-3.00E+03	8.25E+04	-6.97E+03
	1.70E+02	-3.10E+01	-6.92E+01	-9.70E+02	-1.20E+04	4.55E+04	1.08E+02	-3.17E+01	-4.74E+01	-1.58E+03	-7.48E+03	2.84E+04

Des courbes non-linéaires ont été obtenues pour des chargements en torsion et en inflexion latérale au niveau lombaire avec le modèle de l'École Polytechnique de Montréal. Par exemple, les figures A3.5 et A3.6 représentent respectivement les translations et rotations produites lors de l'application d'un moment de torsion sur le segment L2-L3 (jeu interfacettaire de 0.5mm).

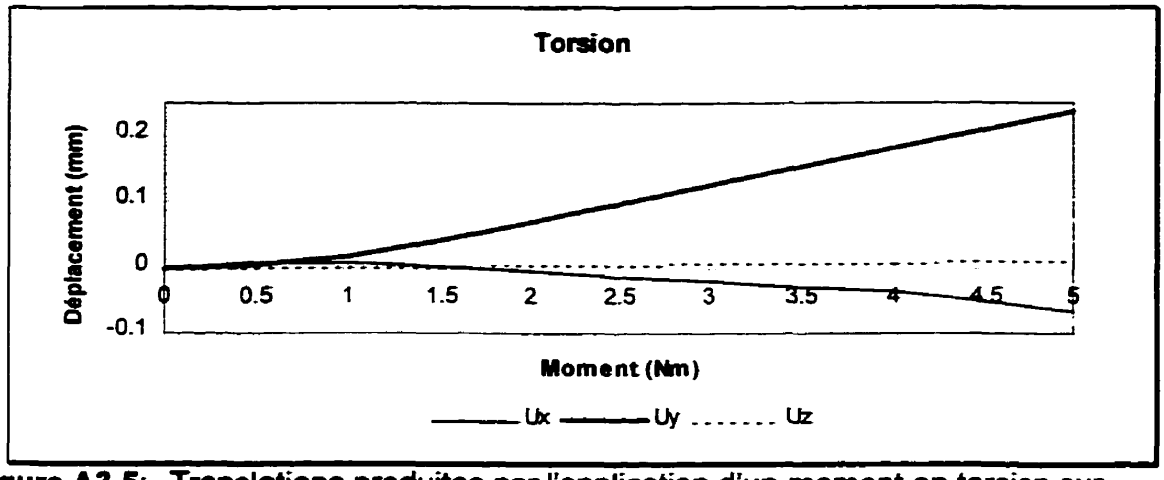


Figure A3.5: Translations produites par l'application d'un moment en torsion sur le segment L2-L3 du modèle de l'École Polytechnique de Montréal (jeu interfacettaire de 0.5mm)

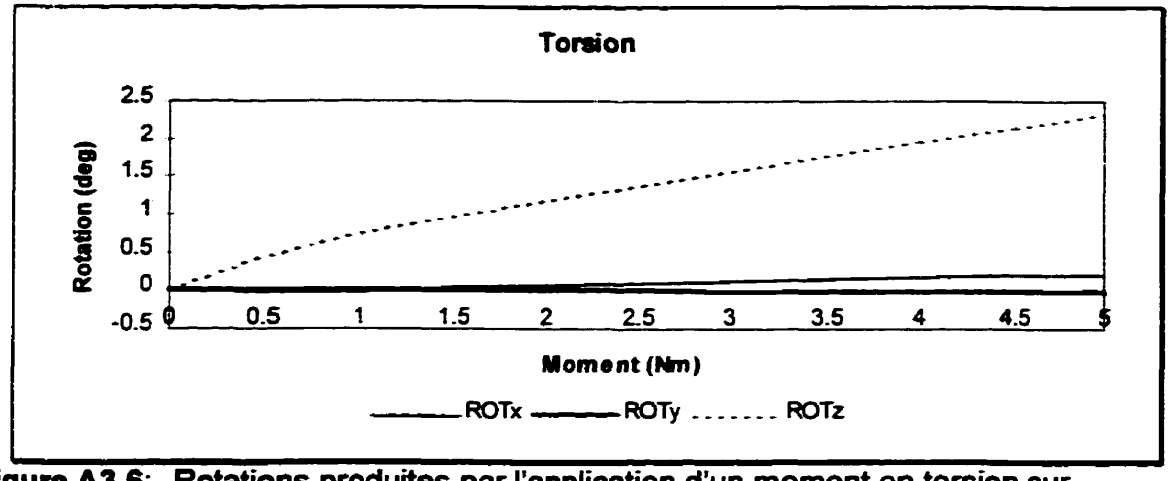


Figure A3.6: Rotations produites par l'application d'un moment en torsion sur le segment L2-L3 du modèle de l'École Polytechnique de Montréal (jeu interfacettaire de 0.5mm)

Ces mêmes courbes sont linéaires dans le cas du modèle de l'Université du Vermont. Les figures A3.7 et A3.8 illustrent respectivement les translations et rotations produites lors de l'application d'un moment de torsion sur le segment L2-L3 (" offset " de 30mm).

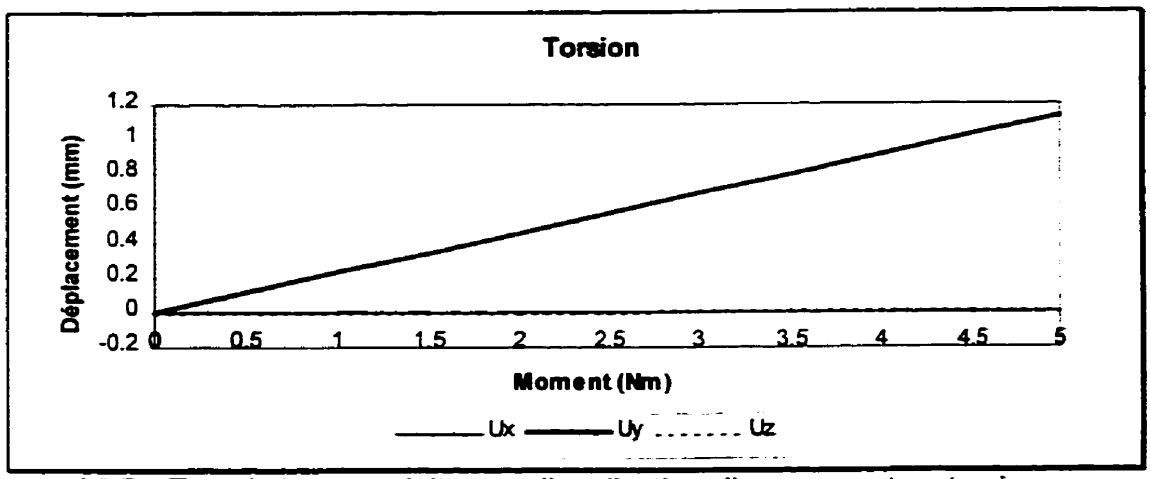


Figure A3.7: Translations produites par l'application d'un moment en torsion sur le segment L2-L3 du modèle de l'Université du Vermont (" offset " de 30mm)

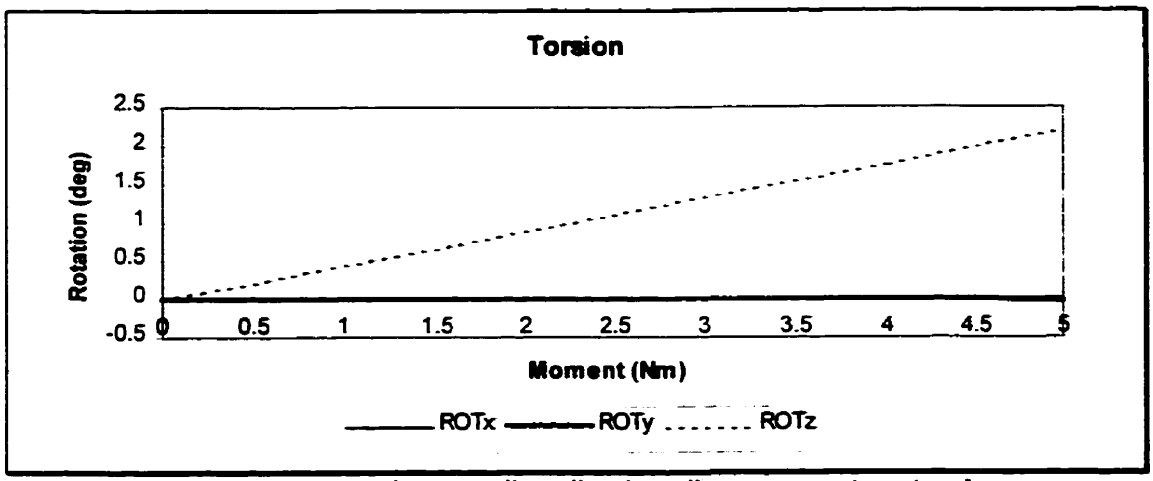


Figure A3.8: Rotations produites par l'application d'un moment en torsion sur le segment L2-L3 du modèle de l'Université du Vermont (" offset " de 30mm)

D'autres graphiques permettant de comparer les réactions des modèles à des données expérimentales ont été produits. Ils ont été tracés pour le segment T12-L1 et sont présentés dans les figures A3.9 à A3.11.

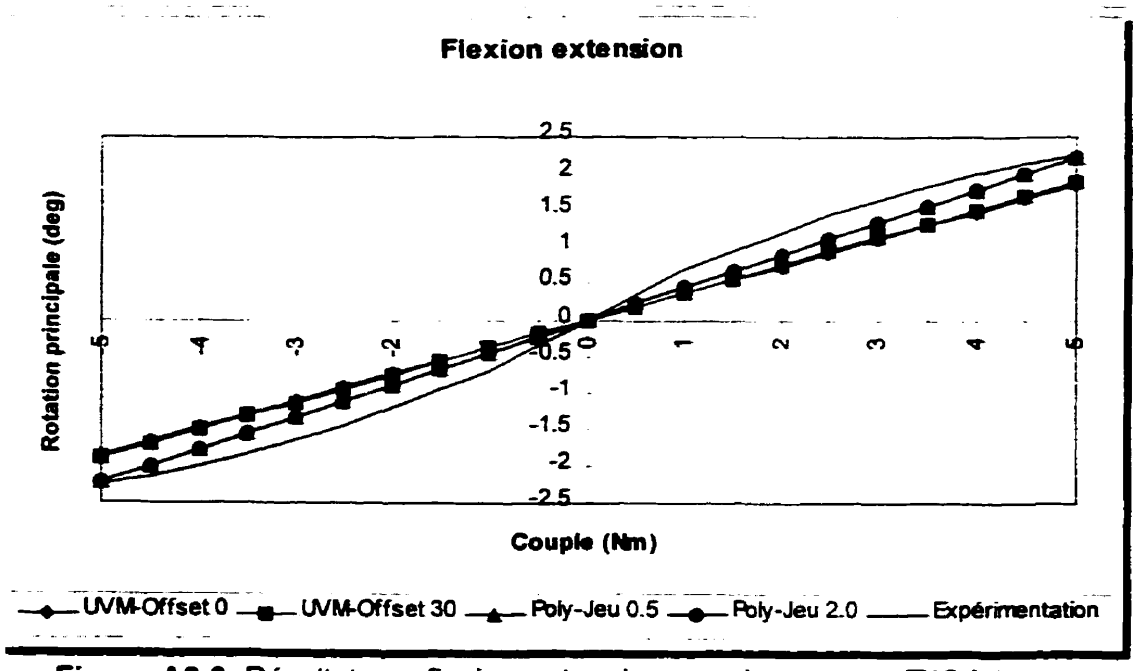


Figure A3.9: Résultats en flexion-extension pour le segment T12-L1

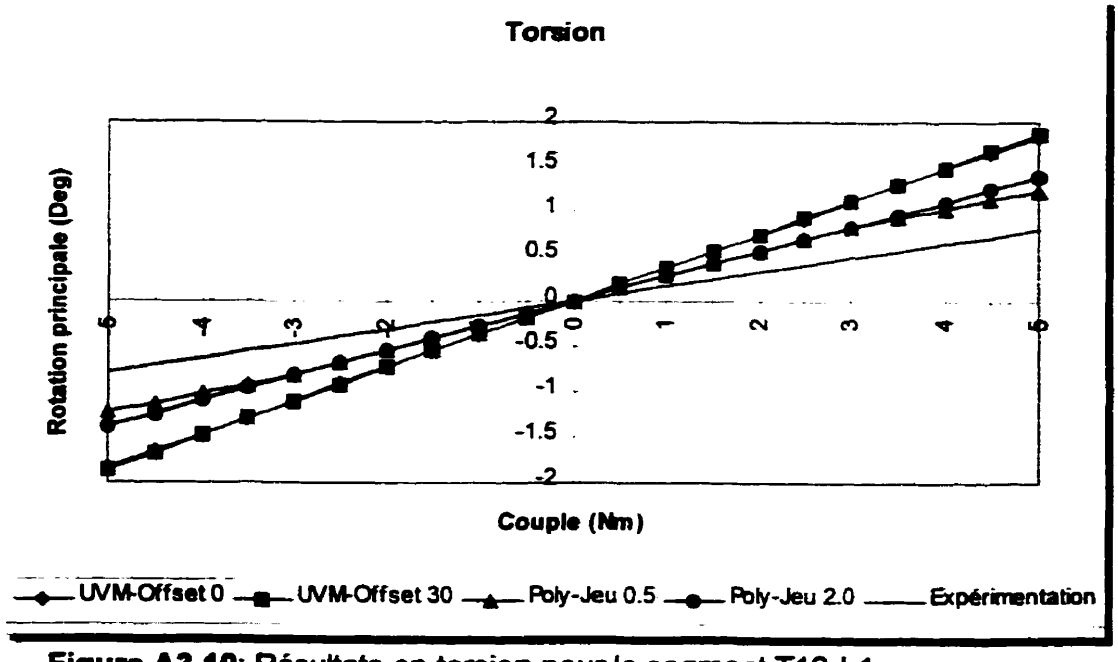


Figure A3.10: Résultats en torsion pour le segment T12-L1

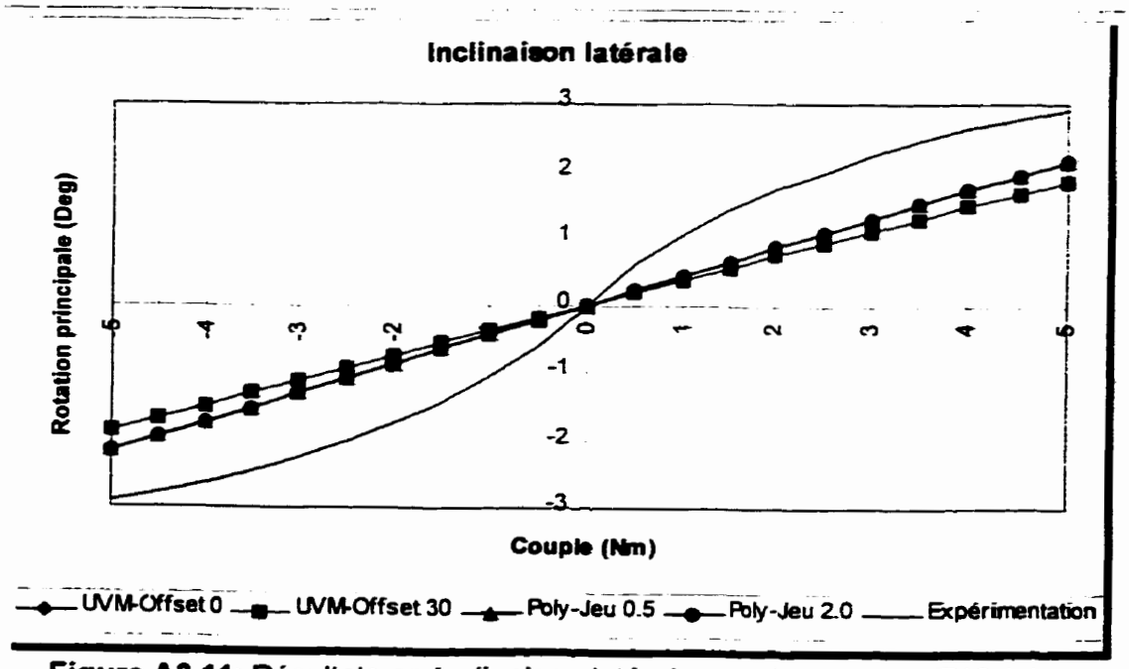


Figure A3.11: Résultats en inclinaison latérale pour le segment T12-L1

Les matrices des pages précédentes ont été comparées à certaines matrices publiées dans la littérature. Ces dernières ont été produites d'après le système d'axes suivant:

- X vers le haut
- Y vers l'avant
- Z vers la gauche

Voici les matrices employées:

Matrice de rigidité thoracique moyenne de Panjabi (1976):

1.0100E03	1.5000E01	0	0	0	-7.4500E02
1.5000E01	1.0000E02	0	0	0	-1.6000E03
0	0	1.1000E02	6.0000E02	8.9500E02	0
0	0	6.0000E02	1.4900E05	-3.0200E03	0
0	0	8.9500E02	-3.0200E03	1.7250E05	0
-7.4500E02	-1.6000E03	0	0	0	1.6900E05

Matrice de rigidité lombaire de Schultz (1979):

7.5038E02	6.6911E01	1.9981E02	-1.0486E04	6.0860E03	-3.4195E03
-8.8748E01	3.3059E02	2.5554E02	2.0093E01	9.6592E03	1.0709E04
-1.4853E02	2.4835E01	5.3441E02	-4.7607E03	1.3667E04	-3.7740E03
4.1367E02	-2.2269E03	1.9583E03	4.3343E05	-7.2270E04	8.9376E04
-3.2217E03	4.3772E03	1.4874E04	-1.2895E05	5.2688E05	-2.2689E05
3.6078E02	-6.1601E03	-6.4254E03	4.3299E03	-2.3057E05	3.2057E05

Des graphiques représentant les résultats des simulations de chirurgie du patient 0960032 (à l'aide du modèle du Vermont, " offset " de 30mm) ont été examinés pour l'analyse de l'efficacité du modèle dans ce type d'application. Ces graphiques (figure A3.12) contiennent aussi les géométries pré et postopératoires du patient. Le tableau A3.1 contient la légende de ces derniers.

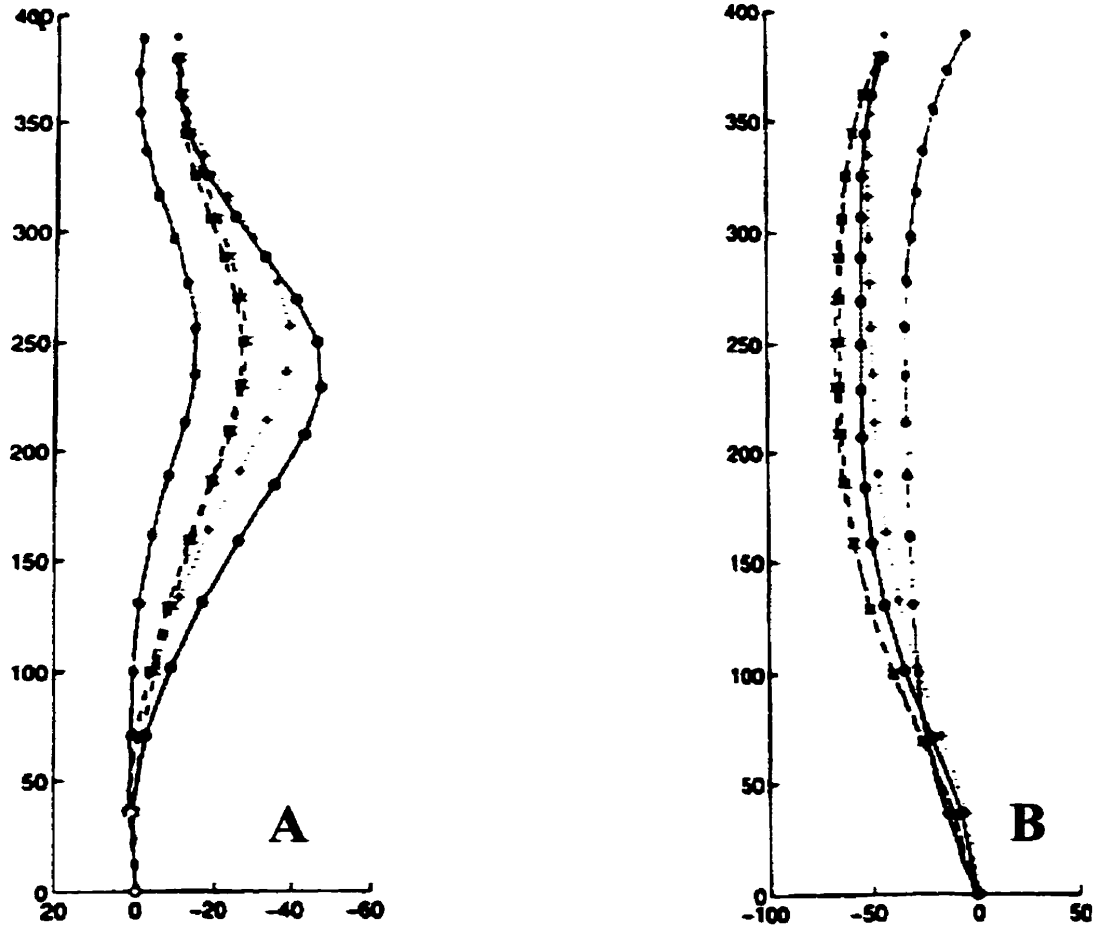


Figure A3.12: Courbes de résultats des différentes étapes de simulation chirurgie à l'aide du modèle du Vermont, " offset " de 30mm: a) plan frontal; b) plan sagittal

Tableau A3.1: Légende des courbes de résultats des différentes étapes de simulation chirurgie à l'aide du modèle du Vermont, " offset " de 30mm

Identification	Courbe	Symbole
Pré	Géométrie du patient avant la chirurgie	o
1	Positionnement et installation des crochets sur la tige	+
2	Mise sous tension des crochets	+
3	Rotation de la tige	x
4	Blocage des crochets sur la tige et relâchement du couple appliqué	*
Post	Géométrie du patient après la chirurgie	o

Chapitre 4: Analyse

En comparant le modèle du Vermont (décentrement de 30mm) à celui de Montréal (jeu interfacettaire de 0.5mm) à l'aide des graphiques, on remarque plusieurs différences significatives. Tout d'abord, le modèle du Vermont est plus rigide. De plus, lorsqu'il est chargé en flexion ou en extension, une translation axiale (en Z) significative est produite. Enfin, lors d'un chargement en torsion, il subit une translation frontale (en Y) importante. On observe aussi une plus grande différence de rigidité entre les deux modèles au niveau thoracique qu'au niveau lombaire.

Dans le modèle du Vermont, la valeur du décentrement n'a pas d'influence significative sur les rotations. Toutefois, elle cause d'importants changements au niveau des translations. Au niveau thoracique, les translations principales augmentent d'ampleur lorsqu'un décentrement de 30mm est imposé. De plus, de nouvelles translations sont produites: axiale en flexion et extension, et frontale en torsion. Au niveau lombaire, le décentrement a peu d'effet sur les translations principales. Toutefois, l'imposition du décentrement de 30mm provoque l'apparition des mêmes translations secondaires qu'au niveau thoracique. Ces dernières sont plus importantes au niveau lombaire qu'au niveau thoracique.

Lors des simulations de traitement par intervention chirurgicale, il a été trouvé qu'un décentrement nul donne une bonne adéquation dans le plan frontal, mais pas dans le plan sagittal. L'imposition d'un décentrement de 30mm vers l'arrière permet d'améliorer les résultats dans ce dernier plan. Ceci peut s'expliquer en étudiant le

mouvement imposé lors d'une chirurgie. Ce mouvement peut être représenté par un chargement en torsion suivie d'une force dans le plan frontal. En observant les matrices de rigidité, on remarque que la rigidité en translation lors de l'imposition des forces (en translation) est moindre, et équivalente quelle que soit la valeur du décentrement. L'application de la force entraînerait donc un effet plus important que le moment, ce qui pourrait expliquer la similitude des résultats dans le plan frontal. Dans le plan sagittal, seule la rotation causée par le moment aurait un effet significatif. La différence produite par le décentrement serait donc provoquée par la translation secondaire (vers la gauche) due au moment de torsion. Cette translation se trouve dans le plan frontal local des vertèbres. Puisque ces dernières sont affectées d'une rotation axiale (approximativement entre 5° et 15°), la translation obtenue aurait un effet dans le plan sagittal global du rachis.

On remarque aussi une plus mauvaise adéquation au niveau lombaire qu'au niveau thoracique. Ceci pourrait être causé par les conditions limites appliquées à la vertèbre T1 car on constate un déplacement à ce niveau sur la géométrie post-opératoire du patient, mais pas sur les simulations de traitement chirurgical.

Dans le modèle de l'École Polytechnique de Montréal, le jeu interfacettaire n'a pas d'influence significative au niveau thoracique. Au niveau lombaire, il n'y a influence significative que lors du chargement en torsion. Dans ce cas, les translations sont plus importantes avec un jeu de 0.5mm. On constate aussi un changement brusque de pente dans les graphiques de rotation. L'emplacement de ce changement varie avec le jeu interfacettaire et pourrait donc s'expliquer par un contact entre les facettes

articulaires des deux vertèbres impliquées. Enfin, ce modèle est significativement plus rigide en rotation au niveau lombaire qu'au niveau thoracique.

Les résultats obtenus ont été comparés à des mesures expérimentales relevées sur des pièces cadavériques fraîches (Boudreault, 1994). Les courbes obtenues avec le modèle de l'école Polytechnique se rapprochent le plus des résultats expérimentaux, démontrant ainsi que ce modèle simule plus efficacement la réalité physiologique dans la plage de déformation étudiée. Toutefois, les courbes de rotations en flexion-extension et en inflexion latérale sont non-linéaires pour les résultats expérimentaux, mais pas pour les simulations avec les deux modèles (au niveau T12-L1). Seul le modèle de l'école Polytechnique a pu obtenir certains résultats non-linéaires, et ce seulement pour les chargements en torsion et en inflexion latérale au niveau lombaire. On constate aussi que les deux modèles ont une rigidité excessive par rapport à l'inflexion latérale et insuffisante par rapport à la torsion (dans la plage de chargements étudiés au niveau T12-L1).

Les matrices de rigidité des deux modèles ne sont en aucun cas symétriques. Elles ont été comparées avec certaines matrices publiées dans la littérature. Toutes ces matrices ne sont pas produites dans le même système d'axes et ne peuvent donc pas être comparées directement. Cependant, il a été constaté que les valeurs obtenues dans cette étude concordent à ceux de la littérature au niveau de l'ordre de grandeur. De plus, aucune différence significative n'est présente entre les matrices des chargements de 1N et ceux de 5N, ce qui est normal étant donné que le modèle a un comportement quasi-linéaire.

Conclusion

Deux importantes différences existent entre le modèle du Vermont et celui de l'École Polytechnique. Il s'agit du degré de rigidité et des translations secondaires occasionnées par le décentrement de l'axe de rotation dans le modèle du Vermont. Ces dernières expliquent d'ailleurs l'amélioration de réponse (dans le plan sagittal) aux simulations des traitements chirurgicaux.

Les deux modèles étudiés possèdent des matrices de rigidité semblables à celles suggérées dans la littérature. Toutefois, le modèle de l'École Polytechnique se rapproche davantage de la réalité expérimentale lors de l'application de moments. Les deux modèles comportent certaines lacunes quant à la modélisation du comportement non-linéaire de la réalité physiologique.

En conclusion, on constate que la diminution du quatrième terme et l'augmentation du sixième terme de la diagonale pourrait rapprocher le comportement des deux modèles à celui observé lors d'expérimentations. Des études plus approfondies des propriétés biomécaniques des différentes composantes d'une unité fonctionnelle (disques intervertébraux, facettes articulaires, etc...) pourraient possiblement améliorer les réponses obtenues.

Références

1- AUBIN, CARL-ÉRIC, Rôle biomécanique de la cage thoracique dans le traitement de la scoliose par orthèses, Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal, 1995

2- GARDNER-MORSE, MACK G., LAIBLE, JEFFREY P., STOKES, IAN A. F. (1990), Incorporation of Spinal Flexibility Measurements Into Finite Element Analysis, Journal of Biomechanical Engineering, Vol.112, 481-483

3- MOORE, KEITH L., Clinically Oriented Anatomy, 3rd Edition, Williams & Wilkins, Baltimore, Maryland, USA, 1992

4- PANJABI, MANOHAR M., BRAND JR., RICHARD A., WHITE III, AUGUSTUS A. (1976), Three-Dimensional Flexibility and Stiffness Properties of the Human Thoracic Spine, Journal of Biomechanics 9, 185-192

5- STOKES & LAIBLE (1990), Three-Dimensional Osseo-Ligamentous Model of the Thorax Representing Initiation of Scoliosis by Assymetric Growth, Journal of Biomechanics 23, 589-595

T3-T4

Flexion

Poly: Jeu interfacettaire 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-2.73E-03	-8.29E-02	-7.88E-03	1.18E-03	5.71E-04	-9.25E-03
2	-6.16E-03	-0.16584	-1.58E-02	2.34E-03	1.13E-03	-1.85E-02
3	1.03E-02	-0.24875	-2.37E-02	3.49E-03	1.67E-03	-2.78E-02
4	-1.51E-02	-0.33165	-3.17E-02	4.63E-03	2.21E-03	-3.71E-02
5	-2.07E-02	-0.41453	-3.96E-02	5.75E-03	2.73E-03	-4.63E-02
6	-2.70E-02	-0.49739	-4.76E-02	6.86E-03	3.24E-03	-5.56E-02
7	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
8	-4.16E-02	-0.66302	-6.37E-02	9.05E-03	4.22E-03	-7.42E-02
9	-5.00E-02	-0.74578	-7.17E-02	1.01E-02	4.70E-03	-8.35E-02
10	-5.91E-02	-0.82849	-7.96E-02	1.12E-02	5.17E-03	-9.28E-02

Poly: Jeu interfacettaire 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-2.73E-03	-8.29E-02	-7.88E-03	1.18E-03	5.71E-04	-9.25E-03
2	6.16E-03	-0.16584	-1.58E-02	2.34E-03	1.13E-03	-1.85E-02
3	-1.03E-02	-0.24875	-2.37E-02	3.49E-03	1.67E-03	-2.78E-02
4	-1.51E-02	-0.33165	-3.17E-02	4.63E-03	2.21E-03	-3.71E-02
5	-2.07E-02	-0.41453	-3.96E-02	5.75E-03	2.73E-03	-4.63E-02
6	-2.70E-02	-0.49739	-4.76E-02	6.86E-03	3.24E-03	-5.56E-02
7	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
8	-4.16E-02	-0.66302	-6.37E-02	9.05E-03	4.22E-03	-7.42E-02
9	-5.00E-02	-0.74578	-7.17E-02	1.01E-02	4.70E-03	-8.35E-02
10	-5.91E-02	-0.82849	-7.96E-02	1.12E-02	5.17E-03	-9.28E-02

Extension

Poly: Jeu interfacettaire 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	[illegible]	8.29E-02	7.65E-03	-1.19E-03	-5.64E-04	9.25E-03
2	3.35E-03	0.16582	1.57E-02	-2.40E-03	-1.18E-03	1.85E-02
3	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
4	3.88E-03	0.33162	3.13E-02	-4.87E-03	-2.42E-03	3.70E-02
5	3.10E-03	0.41448	3.90E-02	-6.13E-03	-3.07E-03	4.62E-02
6	1.61E-03	0.49732	4.67E-02	-7.41E-03	-3.72E-03	5.54E-02
7	-5.76E-04	0.58013	5.44E-02	-8.70E-03	-4.40E-03	6.46E-02
8	-3.46E-03	0.66291	6.21E-02	-1.00E-02	-5.09E-03	7.38E-02
9	-7.05E-03	0.74565	6.97E-02	-1.14E-02	-5.60E-03	8.30E-02
10	-1.12E-02	0.82835	7.73E-02	-1.27E-02	[illegible]	[illegible]

Poly: Jeu interfacettaire 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	[illegible]	8.29E-02	7.65E-03	[illegible]	[illegible]	[illegible]
2	3.35E-03	0.16582	1.57E-02	-2.40E-03	-1.18E-03	1.85E-02
3	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
4	3.88E-03	0.33162	3.13E-02	-4.87E-03	-2.42E-03	3.70E-02
5	3.10E-03	0.41448	3.90E-02	-6.13E-03	-3.07E-03	4.62E-02
6	1.61E-03	0.49732	4.67E-02	-7.41E-03	-3.72E-03	5.54E-02
7	-5.76E-04	0.58013	5.44E-02	-8.70E-03	-4.40E-03	6.46E-02
8	-3.46E-03	0.66291	6.21E-02	-1.00E-02	-5.09E-03	7.38E-02
9	-7.05E-03	0.74565	6.97E-02	-1.14E-02	-5.90E-03	8.30E-02
10	-1.12E-02	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]

Torsion

Poly: Jeu interfacettaire 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	[illegible]	3.21E-03	-4.04E-03	1.41E-02	1.38E-03	-1.13E-03
2	-5.77E-03	7.63E-03	-7.91E-03	2.81E-02	2.75E-03	-2.15E-03
3	-8.83E-03	1.32E-02	-1.16E-02	4.21E-02	4.12E-03	-3.05E-03
4	-1.20E-02	2.00E-02	-1.50E-02	5.61E-02	5.48E-03	-3.84E-03
5	-1.52E-02	2.78E-02	-1.81E-02	7.00E-02	6.82E-03	-4.52E-03
6	-2.07E-02	5.14E-02	-1.56E-02	8.23E-02	9.16E-03	-5.02E-03
7	-2.20E-02	4.66E-02	-2.35E-02	9.77E-02	9.47E-03	-5.56E-03
8	-2.55E-02	5.74E-02	-2.58E-02	[illegible]	1.08E-02	-5.90E-03
9	-3.08E-02	7.98E-02	-2.40E-02	0.12423	1.20E-02	-6.16E-03
10	-3.69E-02	0.10834	-2.14E-02	0.13634	1.33E-02	-6.33E-03

Poly: Jeu interfacettaire 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	[illegible]	3.21E-03	-4.04E-03	1.41E-02	1.38E-03	-1.13E-03
2	-5.77E-03	7.63E-03	-7.91E-03	2.81E-02	2.75E-03	-2.15E-03
3	-8.83E-03	1.32E-02	-1.16E-02	4.21E-02	4.12E-03	-3.05E-03
4	-1.20E-02	2.00E-02	-1.50E-02	5.61E-02	5.48E-03	-3.84E-03
5	-1.52E-02	2.78E-02	-1.81E-02	7.00E-02	6.82E-03	-4.52E-03
6	-1.86E-02	3.67E-02	-2.10E-02	8.39E-02	8.15E-03	-5.06E-03
7	-2.20E-02	4.66E-02	-2.35E-02	3.77E-02	9.47E-03	-5.55E-03
8	-2.55E-02	5.74E-02	-2.58E-02	[illegible]	1.08E-02	-5.90E-03
9	-2.90E-02	6.90E-02	-2.77E-02	0.12524	1.20E-02	-6.13E-03
10	-3.25E-02	8.13E-02	-2.95E-02	0.13889	1.33E-02	-6.26E-03

Inflexion Latérale

Poly: Jeu interfacettaire 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	7.72E-03	2.70E-03	9.85E-02	-1.38E-03	-1.05E-02	5.70E-04
2	1.45E-02	5.40E-03	0.19711	-2.76E-03	-2.09E-02	1.12E-03
3	2.04E-02	8.09E-03	0.29568	-4.14E-03	-3.14E-02	1.66E-03
4	2.53E-02	1.08E-02	0.39427	-5.52E-03	-4.18E-02	2.19E-03
5	2.94E-02	1.34E-02	0.49286	-6.90E-03	-5.22E-02	2.70E-03
6	3.25E-02	1.61E-02	0.59144	-8.27E-03	-6.27E-02	3.19E-03
7	3.47E-02	1.88E-02	0.69001	-9.65E-03	-7.31E-02	3.67E-03
8	3.59E-02	2.14E-02	0.78854	-1.10E-02	-8.36E-02	4.14E-03
9	3.63E-02	2.40E-02	0.88704	-1.24E-02	-9.40E-02	4.59E-03
10	3.57E-02	2.67E-02	0.9855	-1.38E-02	-0.10443	5.03E-03

Poly: Jeu interfacettaire 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	7.72E-03	2.70E-03	9.85E-02	-1.38E-03	-1.05E-02	5.70E-04
2	1.45E-02	5.40E-03	0.19711	-2.76E-03	-2.09E-02	1.12E-03
3	2.04E-02	8.09E-03	0.29568	-4.14E-03	-3.14E-02	1.66E-03
4	2.53E-02	1.08E-02	0.39427	-5.52E-03	-4.18E-02	2.19E-03
5	2.94E-02	1.34E-02	0.49286	-6.90E-03	-5.22E-02	2.70E-03
6	3.25E-02	1.61E-02	0.59144	-8.27E-03	-6.27E-02	3.19E-03
7	3.47E-02	1.88E-02	0.69001	-9.65E-03	-7.31E-02	3.67E-03
8	3.59E-02	2.14E-02	0.78854	-1.10E-02	-8.36E-02	4.14E-03
9	3.63E-02	2.40E-02	0.88704	-1.24E-02	-9.40E-02	4.59E-03
10	3.57E-02	2.67E-02	0.9855	-1.38E-02	-0.10443	5.03E-03

Fx

Poly: Jeu interfacettaire 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	3.46E-04	-2.15E-03	-2.70E-04	-2.60E-06	2.71E-06	-8.29E-05
2	6.91E-04	-4.31E-03	-5.39E-04	-5.21E-06	5.41E-06	-1.66E-04
3	1.04E-03	-6.46E-03	-8.09E-04	-7.81E-06	8.12E-06	-2.49E-04
4	1.38E-03	-8.61E-03	-1.08E-03	-1.04E-05	1.08E-05	-3.32E-04
5	1.73E-03	-1.08E-02	-1.35E-03	-1.30E-05	1.35E-05	-4.15E-04
6	2.07E-03	-1.29E-02	-1.62E-03	-1.56E-05	1.62E-05	-4.97E-04
7	2.42E-03	-1.51E-02	-1.89E-03	-1.82E-05	1.89E-05	-5.80E-04
8	2.76E-03	-1.72E-02	-2.16E-03	-2.09E-05	2.16E-05	-6.63E-04
9	3.11E-03	1.94E-02	2.43E-03	2.35E-05	2.43E-05	7.46E-04
10	3.45E-03	-2.15E-02	-2.70E-03	-2.61E-05	2.70E-05	-8.29E-04

Poly: Jeu interfacettaire 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	3.46E-04	-2.15E-03	-2.70E-04	-2.60E-06	2.71E-06	-8.29E-05
2	6.91E-04	-4.31E-03	-5.39E-04	-5.21E-06	5.41E-06	-1.66E-04
3	1.04E-03	-6.46E-03	-8.09E-04	-7.81E-06	8.12E-06	-2.49E-04
4	1.38E-03	-8.61E-03	-1.08E-03	-1.04E-05	1.08E-05	-3.32E-04
5	1.73E-03	-1.08E-02	-1.35E-03	-1.30E-05	1.35E-05	-4.15E-04
6	2.07E-03	-1.29E-02	-1.62E-03	-1.56E-05	1.62E-05	-4.97E-04
7	2.42E-03	-1.51E-02	-1.89E-03	-1.82E-05	1.89E-05	-5.80E-04
8	2.76E-03	-1.72E-02	-2.16E-03	-2.09E-05	2.16E-05	-6.63E-04
9	3.11E-03	1.94E-02	2.43E-03	2.35E-05	2.43E-05	7.46E-04
10	3.45E-03	-2.15E-02	-2.70E-03	-2.61E-05	2.70E-05	-8.29E-04

Fy

Poly: Jeu interfacettaire 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-4.32E-04	-2.70E-04	-2.42E-03	4.11E-06	9.85E-05	-7.87E-06
2	-8.64E-04	-5.39E-04	-4.83E-03	8.21E-06	1.97E-04	-1.57E-05
3	-1.30E-03	-8.09E-04	-7.25E-03	1.23E-05	2.96E-04	-2.36E-05
4	-1.73E-03	-1.08E-03	-9.67E-03	1.64E-05	3.94E-04	-3.15E-05
5	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
6	-2.59E-03	-1.62E-03	-1.45E-02	2.47E-05	5.91E-04	-4.72E-05
7	-3.03E-03	-1.89E-03	-1.69E-02	2.88E-05	6.90E-04	-5.50E-05
8	-3.46E-03	-2.16E-03	-1.93E-02	3.29E-05	7.88E-04	-6.29E-05
9	-3.89E-03	-2.43E-03	-2.17E-02	3.70E-05	8.87E-04	-7.08E-05
10	-4.33E-03	-2.70E-03	-2.42E-02	4.11E-05	9.85E-04	-7.86E-05

Poly: Jeu interfacettaire 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-4.32E-04	-2.70E-04	-2.42E-03	4.11E-06	9.85E-05	-7.87E-06
2	-8.64E-04	-5.39E-04	-4.83E-03	8.21E-06	1.97E-04	-1.57E-05
3	-1.30E-03	-8.09E-04	-7.25E-03	1.23E-05	2.96E-04	-2.36E-05
4	-1.73E-03	-1.08E-03	-9.67E-03	1.64E-05	3.94E-04	-3.15E-05
5	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]
6	-2.59E-03	-1.62E-03	-1.45E-02	2.47E-05	5.91E-04	-4.72E-05
7	-3.03E-03	-1.89E-03	-1.69E-02	2.88E-05	6.90E-04	-5.50E-05
8	-3.46E-03	-2.16E-03	-1.93E-02	3.29E-05	7.88E-04	-6.29E-05
9	-3.89E-03	-2.43E-03	-2.17E-02	3.70E-05	8.87E-04	-7.08E-05
10	-4.33E-03	-2.70E-03	-2.42E-02	4.11E-05	9.85E-04	-7.86E-05

Fz

Poly: Jeu interfacettaire 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	8.63E-04	-3.46E-04	4.32E-04	-2.76E-06	-8.18E-06	2.36E-06
2	1.77E-03	-6.92E-04	8.64E-04	-5.51E-06	-1.64E-05	4.75E-06
3	2.65E-03	-1.04E-03	1.30E-03	-8.27E-06	-2.45E-05	7.13E-06
4	3.53E-03	-1.38E-03	1.73E-03	-1.10E-05	-3.27E-05	9.51E-06
5	4.41E-03	-1.73E-03	2.16E-03	-1.38E-05	-4.09E-05	1.19E-05
6	5.30E-03	-2.07E-03	2.59E-03	-1.65E-05	-4.90E-05	1.43E-05
7	6.18E-03	-2.42E-03	3.02E-03	-1.93E-05	-5.72E-05	1.66E-05
8	7.06E-03	-2.77E-03	3.45E-03	-2.20E-05	-6.54E-05	1.90E-05
9	7.94E-03	-3.11E-03	3.89E-03	-2.48E-05	-7.35E-05	2.14E-05
10	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]

Poly: Jeu interfacettaire 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	8.63E-04	-3.46E-04	4.32E-04	-2.76E-06	-8.18E-06	2.36E-06
2	1.77E-03	-6.92E-04	8.64E-04	-5.51E-06	-1.64E-05	4.75E-06
3	2.65E-03	-1.04E-03	1.30E-03	-8.27E-06	-2.45E-05	7.13E-06
4	3.53E-03	-1.38E-03	1.73E-03	-1.10E-05	-3.27E-05	9.51E-06
5	4.41E-03	-1.73E-03	2.16E-03	-1.38E-05	-4.09E-05	1.19E-05
6	5.30E-03	-2.07E-03	2.59E-03	-1.65E-05	-4.90E-05	1.43E-05
7	6.18E-03	-2.42E-03	3.02E-03	-1.93E-05	-5.72E-05	1.66E-05
8	7.06E-03	-2.77E-03	3.45E-03	-2.20E-05	-6.54E-05	1.90E-05
9	7.94E-03	-3.11E-03	3.89E-03	-2.48E-05	-7.35E-05	2.14E-05
10	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]	[illegible]

T3-T4

Flexion

UVW: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	3.49E-03	2.94E-02	-1.91E-04	3.22E-05	2.39E-05	-3.09E-03
2	6.93E-03	5.49E-02	3.81E-04	6.45E-05	4.78E-05	-6.18E-03
3	1.03E-02	4.83E-02	5.71E-04	9.65E-05	7.17E-05	-9.27E-03
4	1.37E-02	-0.11775	-7.61E-04	1.29E-04	9.59E-05	-1.24E-02
5	1.70E-02	-0.14725	-9.52E-04	1.62E-04	1.19E-04	-1.55E-02
6	2.00E-02	-0.17677	-1.14E-03	1.95E-04	1.42E-04	-1.85E-02
7	2.34E-02	-0.20575	-1.33E-03	2.27E-04	1.65E-04	-2.16E-02
8	2.66E-02	-0.23546	-1.51E-03	2.60E-04	1.88E-04	-2.47E-02
9	2.97E-02	-0.26514	-1.70E-03	2.93E-04	2.11E-04	-2.79E-02
10	3.28E-02	-0.29462	-1.89E-03	3.25E-04	2.34E-04	-3.09E-02

UVW: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-8.72E-02	-5.71E-02	-4.81E-04	3.70E-05	-1.99E-05	1.17E-03
2	-0.17452	-0.11395	-1.96E-03	7.39E-05	-4.10E-05	2.34E-03
3	-0.26199	-0.1705	-2.94E-03	1.11E-04	-6.22E-05	3.51E-03
4	-0.34956	-0.22676	-3.92E-03	1.48E-04	-8.69E-05	4.67E-03
5	-0.43731	-0.28275	-4.90E-03	1.85E-04	-1.11E-04	5.84E-03
6	-0.52517	-0.33845	-5.88E-03	2.22E-04	-1.37E-04	7.00E-03
7	-0.61315	-0.39386	-6.86E-03	2.59E-04	-1.64E-04	8.17E-03
8	-0.70126	-0.44896	-7.83E-03	2.96E-04	-1.90E-04	9.34E-03
9	-0.78949	-0.50384	-8.81E-03	3.33E-04	-2.21E-04	1.05E-02
10	-0.87786	-0.5584	-9.79E-03	3.69E-04	-2.51E-04	1.17E-02

Extension

UVW: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-1.53E-03	2.94E-02	1.91E-04	-3.21E-05	-2.40E-05	3.09E-03
2	-7.11E-03	5.86E-02	3.83E-04	-6.42E-05	-4.86E-05	6.18E-03
3	-1.07E-02	8.83E-02	5.75E-04	-9.62E-05	-7.22E-05	9.27E-03
4	-1.44E-02	0.1177	7.66E-04	-1.28E-04	-9.64E-05	1.24E-02
5	-1.81E-02	0.14727	9.63E-04	-1.60E-04	-1.21E-04	1.55E-02
6	-2.19E-02	0.17652	1.16E-03	-1.92E-04	-1.45E-04	1.85E-02
7	-2.57E-02	0.20592	1.35E-03	-2.23E-04	-1.70E-04	2.16E-02
8	-2.96E-02	0.23532	1.55E-03	-2.55E-04	-1.94E-04	2.47E-02
9	-3.34E-02	0.26471	1.74E-03	-2.86E-04	-2.19E-04	2.78E-02
10	-3.73E-02	0.29409	1.94E-03	-3.18E-04	-2.44E-04	3.09E-02

UVW: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	8.71E-02	5.74E-02	9.82E-04	-3.70E-05	1.99E-05	-1.17E-03
2	0.174	0.11507	1.98E-03	-7.40E-05	4.04E-05	-2.34E-03
3	0.26079	0.17303	2.95E-03	-1.11E-04	6.28E-05	-3.51E-03
4	0.34745	0.23127	3.93E-03	-1.48E-04	8.31E-05	-4.67E-03
5	0.43398	0.28979	4.91E-03	-1.85E-04	1.05E-04	-5.84E-03
6	0.52036	0.3486	5.90E-03	-2.22E-04	1.28E-04	-7.00E-03
7	0.60661	0.40768	6.88E-03	-2.59E-04	1.50E-04	-8.17E-03
8	0.69272	0.46704	7.87E-03	-2.96E-04	1.72E-04	-9.34E-03
9	0.77869	0.52668	8.85E-03	-3.33E-04	1.97E-04	-1.05E-02
10	0.86451	0.5869	9.84E-03	-3.70E-04	1.36E-04	-1.17E-02

Torsion

UVW: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	5.18E-05	4.07E-03	3.59E-03	3.34E-03	2.42E-05	-3.22E-05
2	1.04E-05	9.14E-03	7.17E-03	6.68E-03	4.83E-05	-6.45E-05
3	1.59E-05	1.22E-02	1.08E-02	1.00E-02	7.23E-05	-9.68E-05
4	2.12E-05	1.63E-02	1.43E-02	1.34E-02	9.62E-05	-1.29E-04
5	2.64E-05	2.04E-02	1.79E-02	1.67E-02	1.20E-04	-1.62E-04
6	3.25E-05	2.45E-02	2.15E-02	2.00E-02	1.44E-04	-1.94E-04
7	3.83E-05	2.86E-02	2.50E-02	2.34E-02	1.67E-04	-2.27E-04
8	4.42E-05	3.27E-02	2.86E-02	2.67E-02	1.91E-04	-2.60E-04
9	5.02E-05	3.68E-02	3.21E-02	3.01E-02	2.14E-04	-2.92E-04
10	5.63E-05	4.09E-02	3.56E-02	3.34E-02	2.37E-04	-3.25E-04

UVW: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-9.71E-04	-5.59E-03	-9.34E-02	3.38E-03	3.21E-05	-3.70E-05
2	-1.94E-03	-1.15E-02	-0.18684	6.76E-03	6.31E-05	-7.32E-05
3	-2.91E-03	-1.78E-02	-0.28027	1.01E-02	9.60E-05	-1.11E-04
4	-3.88E-03	-2.43E-02	-0.37356	1.35E-02	1.28E-04	-1.49E-04
5	-4.85E-03	-3.12E-02	-0.46665	1.69E-02	1.59E-04	-1.86E-04
6	-5.82E-03	-3.84E-02	-0.56014	2.03E-02	1.91E-04	-2.24E-04
7	-6.79E-03	-4.56E-02	-0.65338	2.37E-02	2.22E-04	-2.61E-04
8	-7.76E-03	-5.38E-02	-0.74654	2.70E-02	2.54E-04	-2.98E-04
9	-8.72E-03	-6.20E-02	-0.83975	3.04E-02	2.85E-04	-3.37E-04
10	-9.69E-03	-7.05E-02	-0.93297	3.38E-02	3.15E-04	-3.75E-04

Inflexion Latérale

UVW: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	4.03E-03	1.98E-04	2.97E-02	-2.43E-05	-3.12E-03	2.39E-05
2	8.01E-03	3.92E-04	5.94E-02	-4.86E-05	-6.23E-03	4.77E-05
3	1.20E-02	5.87E-04	8.91E-02	-7.30E-05	-9.35E-03	7.14E-05
4	1.58E-02	7.82E-04	0.11886	-9.75E-05	-1.25E-02	9.51E-05
5	1.97E-02	9.77E-04	0.14859	-1.22E-04	-1.56E-02	1.19E-04
6	2.35E-02	1.17E-03	0.17832	-1.47E-04	-1.87E-02	1.42E-04
7	2.72E-02	1.36E-03	0.20806	-1.72E-04	-2.18E-02	1.66E-04
8	3.09E-02	1.56E-03	0.23781	-1.98E-04	-2.49E-02	1.89E-04
9	3.46E-02	1.75E-03	0.26756	-2.21E-04	-2.81E-02	2.12E-04
10	3.82E-02	1.94E-03	0.29732	-2.46E-04	-3.12E-02	2.35E-04

UVW: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-4.52E-03	1.02E-05	5.72E-02	-3.22E-05	-3.12E-03	-1.96E-05
2	-9.17E-03	1.99E-05	0.11431	-6.43E-05	6.24E-03	-4.07E-05
3	-1.40E-02	2.92E-05	0.17143	-9.64E-05	-9.35E-03	-6.35E-05
4	-1.89E-02	3.79E-05	0.22853	-1.29E-04	-1.25E-02	-8.55E-05
5	-2.39E-02	4.65E-05	0.28561	-1.61E-04	-1.56E-02	-1.09E-05
6	-2.91E-02	5.40E-05	0.34266	-1.93E-04	-1.87E-02	-1.34E-05
7	-3.45E-02	6.13E-05	0.39969	-2.25E-04	-2.18E-02	-1.60E-05
8	-3.99E-02	6.81E-05	0.45669	-2.57E-04	-2.50E-02	-1.87E-05
9	-4.55E-02	7.45E-05	0.51367	-2.89E-04	-2.81E-02	-2.15E-05
10	-5.12E-02	8.03E-05	0.57063	-3.21E-04	-3.12E-02	-2.44E-05

Fx

UVW: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	5.69E-04	-5.11E-03	1.08E-04	-4.05E-06	1.95E-07	-2.94E-05
2	1.14E-03	-1.02E-02	2.16E-04	-8.13E-06	3.93E-07	-5.89E-05
3	1.71E-03	-1.53E-02	3.25E-04	-1.22E-05	5.89E-07	-8.83E-05
4	2.27E-03	-2.04E-02	4.33E-04	-1.63E-05	7.85E-07	-1.18E-04
5	2.84E-03	-2.55E-02	5.41E-04	-2.03E-05	9.82E-07	-1.47E-04
6	3.41E-03	-3.06E-02	6.49E-04	-2.44E-05	1.18E-06	-1.77E-04
7	3.98E-03	-3.52E-02	7.58E-04	-2.84E-05	1.37E-06	-2.06E-04
8	4.55E-03	-4.09E-02	8.66E-04	-3.25E-05	1.57E-06	-2.36E-04
9	5.12E-03	-4.60E-02	9.74E-04	-3.66E-05	1.77E-06	-2.65E-04
10	5.68E-03	-5.11E-02	1.08E-03	-4.05E-05	1.96E-06	-2.94E-04

UVW: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-1.12E-03	-5.59E-03	-2.93E-04	5.43E-06	1.04E-08	-5.73E-05
2	-2.24E-03	-1.12E-02	-5.86E-04	1.09E-05	2.08E-08	-1.14E-04
3	-3.36E-03	-1.68E-02	-8.78E-04	1.63E-05	3.11E-08	-1.72E-04
4	-4.48E-03	-2.24E-02	-1.17E-03	2.17E-05	4.15E-08	-2.29E-04
5	-5.60E-03	-2.79E-02	-1.46E-03	2.71E-05	5.19E-08	-2.86E-04
6	-6.71E-03	-3.35E-02	-1.76E-03	3.26E-05	6.18E-08	-3.43E-04
7	-7.83E-03	-3.91E-02	-2.05E-03	3.80E-05	7.17E-08	-4.01E-04
8	-8.95E-03	-4.47E-02	-2.34E-03	4.34E-05	8.17E-08	-4.58E-04
9	-1.01E-02	-5.03E-02	-2.63E-03	4.88E-05	9.16E-08	-5.15E-04
10	-1.12E-02	-5.59E-02	-2.93E-03	5.43E-05	1.02E-07	-5.72E-04

Fy

UVW: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-6.10E-04	1.08E-04	-4.84E-03	-3.59E-06	2.97E-05	-1.91E-07
2	-1.22E-03	2.16E-04	-9.66E-03	-7.19E-06	5.94E-05	-3.82E-07
3	-1.83E-03	3.24E-04	-1.45E-02	-1.08E-05	8.91E-05	-5.74E-07
4	-2.44E-03	4.33E-04	-1.94E-02	-1.44E-05	1.19E-04	-7.65E-07
5	-3.05E-03	5.41E-04	-2.42E-02	-1.80E-05	1.49E-04	-9.56E-07
6	-3.66E-03	6.49E-04	-2.90E-02	-2.16E-05	1.78E-04	-1.15E-06
7	-4.27E-03	7.57E-04	-3.38E-02	-2.51E-05	2.08E-04	-1.34E-06
8	-4.88E-03	8.65E-04	-3.87E-02	-2.87E-05	2.38E-04	-1.53E-06
9	-5.49E-03	9.73E-04	-4.35E-02	-3.23E-05	2.67E-04	-1.72E-06
10	-6.10E-03	1.08E-03	-4.84E-02	-3.59E-05	2.97E-04	-1.91E-06

UVW: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-6.72E-04	-2.93E-04	-8.52E-03	9.35E-05	5.72E-05	-9.82E-07
2	-1.34E-03	-5.85E-04	-1.70E-02	1.87E-04	1.14E-04	-1.96E-06
3	-2.02E-03	-8.77E-04	-2.56E-02	2.80E-04	1.72E-04	-2.95E-06
4	-2.69E-03	-1.17E-03	-3.41E-02	3.74E-04	2.29E-04	-3.93E-06
5	-3.36E-03	-1.46E-03	-4.26E-02	4.67E-04	2.86E-04	-4.91E-06
6	-4.04E-03	-1.75E-03	-5.11E-02	5.61E-04	3.43E-04	-5.90E-06
7	-4.71E-03	-2.04E-03	-5.96E-02	6.54E-04	4.00E-04	-6.88E-06
8	-5.38E-03	-2.33E-03	-6.82E-02	7.48E-04	4.57E-04	-7.86E-06
9	-6.06E-03	-2.62E-03	-7.67E-02	8.41E-04	5.15E-04	-8.85E-06
10	-6.74E-03	-2.91E-03	-8.52E-02	9.35E-04	5.72E-04	-9.83E-06

Fz

UVW: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	6.46E-04	-5.68E-04	6.10E-04	5.15E-09	-4.05E-06	-3.51E-06
2	1.29E-03	-1.14E-03	1.22E-03	1.03E-08	-8.11E-06	-7.02E-06
3	1.94E-03	-1.71E-03	1.83E-03	1.54E-08	-1.22E-05	-1.05E-05
4	2.58E-03	-2.28E-03	2.44E-03	2.06E-08	-1.62E-05	-1.40E-05
5	3.23E-03	-2.84E-03	3.05E-03	2.57E-08	-2.03E-05	-1.75E-05
6	3.87E-03	-3.41E-03	3.66E-03	3.08E-08	-2.43E-05	-2.10E-05
7	4.52E-03	-3.98E-03	4.27E-03	3.60E-08	-2.84E-05	-2.46E-05
8	5.17E-03	-4.55E-03	4.88E-03	4.12E-08	-3.24E-05	-2.81E-05
9	5.81E-03	-5.12E-03	5.49E-03	4.63E-08	-3.65E-05	-3.16E-05
10	6.46E-03	-5.68E-03	6.10E-03	5.15E-08	-4.05E-05	-3.51E-05

UVW: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	3.08E-03	1.12E-03	6.72E-04	-9.71E-07	4.45E-05	8.71E-05
2	6.15E-03	2.24E-03	1.34E-03	-1.94E-06	8.90E-05	1.74E-04
3	9.23E-03	3.36E-03	2.01E-03	-2.91E-06	1.34E-04	2.61E-04
4	1.23E-02	4.47E-03	2.69E-03	-3.88E-06	1.78E-04	3.48E-04
5	1.54E-02	5.59E-03	3.36E-03	-4.85E-06	2.23E-04	4.36E-04
6	1.85E-02	6.71E-03	4.03E-03	-5.82E-06	2.67E-04	5.23E-04
7	2.15E-02	7.83E-03	4.70E-03	-6.80E-06	3.12E-04	6.10E-04
8	2.46E-02	8.94E-03	5.37E-03	-7.77E-06	3.56E-04	6.97E-04
9	2.77E-02	1.01E-02	6.04E-03	-8.74E-06	4.01E-04	7.84E-04
10	3.08E-02	1.12E-02	6.72E-03	-9.71E-06	4.45E-04	8.71E-04

T7-T8

Flexion

UVM: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	1.45E-03	-2.99E-02	2.18E-04	-3.99E-05	-2.50E-05	-3.02E-03
2	2.85E-03	-5.73E-02	8.36E-04	-7.02E-05	-4.98E-05	-6.03E-03
3	4.21E-03	-8.56E-02	6.52E-04	-1.79E-04	-7.45E-05	-9.05E-03
4	5.53E-03	-0.11461	9.66E-04	-1.59E-04	-9.91E-05	-1.27E-02
5	6.80E-03	-0.14325	1.08E-03	-1.94E-04	-1.24E-04	-1.51E-02
6	8.04E-03	-0.17191	1.30E-03	-2.39E-04	-1.48E-04	-1.81E-02
7	9.22E-03	-0.20056	1.51E-03	-2.79E-04	-1.72E-04	-2.11E-02
8	1.04E-02	-0.22920	1.73E-03	-3.19E-04	-1.98E-04	-2.41E-02
9	1.15E-02	-0.25786	1.94E-03	-3.59E-04	-2.20E-04	-2.71E-02
10	1.25E-02	-0.28654	2.15E-03	-3.99E-04	-2.44E-04	-3.02E-02

UVM: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-8.91E-02	-2.35E-02	1.04E-03	-3.70E-05	-1.43E-04	-1.24E-03
2	-0.17815	-4.66E-02	2.15E-03	-7.41E-05	-2.98E-04	-2.77E-03
3	-0.26725	-6.97E-02	3.22E-03	-1.11E-04	-4.41E-04	-4.11E-03
4	-0.35641	-9.24E-02	4.30E-03	-1.48E-04	-5.37E-04	-5.27E-03
5	-0.44557	-0.11484	5.37E-03	-1.85E-04	-6.24E-04	-6.42E-03
6	-0.53476	-0.13699	6.44E-03	-2.22E-04	-7.02E-04	-7.62E-03
7	-0.62396	-0.15887	7.51E-03	-2.59E-04	-7.73E-04	-8.73E-03
8	-0.71321	-0.18049	8.58E-03	-2.96E-04	-8.45E-04	-9.83E-03
9	-0.80247	-0.20191	9.66E-03	-3.33E-04	-9.44E-04	-1.09E-02
10	-0.89175	-0.22287	1.07E-02	-3.70E-04	-1.02E-03	-1.04E-02

Extension

UVM: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-1.49E-03	2.86E-02	-2.19E-04	3.95E-05	2.51E-05	3.02E-03
2	-3.02E-03	5.73E-02	-4.38E-04	7.89E-05	5.03E-05	6.03E-03
3	-4.60E-03	8.59E-02	-6.58E-04	1.18E-04	7.56E-05	9.05E-03
4	-6.22E-03	0.11456	-8.78E-04	1.57E-04	1.01E-04	1.21E-02
5	-7.88E-03	0.14322	-1.10E-03	1.97E-04	1.27E-04	1.51E-02
6	-9.58E-03	0.17183	-1.32E-03	2.36E-04	1.52E-04	1.81E-02
7	-1.13E-02	0.20046	-1.54E-03	2.75E-04	1.78E-04	2.11E-02
8	-1.31E-02	0.22909	-1.77E-03	3.13E-04	2.04E-04	2.41E-02
9	-1.50E-02	0.25771	-1.99E-03	3.52E-04	2.30E-04	2.71E-02
10	-1.68E-02	0.28634	-2.21E-03	3.91E-04	2.56E-04	3.02E-02

UVM: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	9.96E-02	2.58E-02	-1.08E-03	3.70E-05	-8.32E-05	3.04E-03
2	0.17804	4.78E-02	-2.15E-03	7.41E-05	-2.52E-05	6.07E-03
3	0.25791	7.22E-02	-3.23E-03	1.11E-04	-3.62E-05	9.11E-03
4	0.35586	9.68E-02	-4.31E-03	1.48E-04	-4.60E-05	1.21E-02
5	0.44487	0.12166	-5.38E-03	1.85E-04	-5.47E-05	1.52E-02
6	0.53375	0.14682	-6.46E-03	2.22E-04	-6.24E-05	1.82E-02
7	0.6226	0.17224	-7.54E-03	2.59E-04	-6.89E-05	2.13E-02
8	0.71141	0.19794	-8.62E-03	2.96E-04	-7.43E-05	2.43E-02
9	0.80019	0.22391	-9.70E-03	3.33E-04	-7.98E-05	2.73E-02
10	0.88893	0.25015	-1.08E-02	3.71E-04	-8.18E-05	3.04E-02

Torsion

UVM: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-7.00E-06	-5.46E-03	3.22E-03	7.11E-05	3.95E-05	
2	-1.39E-05	-1.09E-02	3.11E-03	1.43E-05	7.90E-05	
3	-2.07E-05	-1.64E-02	4.68E-03	9.67E-03	2.17E-05	1.18E-04
4	-2.74E-05	-2.18E-02	6.26E-03	1.29E-02	2.91E-05	1.58E-04
5	-3.40E-05	-2.73E-02	7.85E-03	1.61E-02	3.67E-05	1.97E-04
6	-4.05E-05	-3.27E-02	9.44E-03	1.93E-02	4.44E-05	2.37E-04
7	-4.68E-05	-3.82E-02	1.10E-02	2.26E-02	5.22E-05	2.76E-04
8	-5.21E-05	-4.36E-02	1.26E-02	2.58E-02	6.01E-05	3.15E-04
9	-5.92E-05	-4.90E-02	1.43E-02	2.90E-02	6.82E-05	3.55E-04
10	-6.52E-05	-5.45E-02	1.59E-02	3.22E-02	7.63E-05	3.94E-04

UVM: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	1.07E-03	3.39E-03	-9.46E-02	1.22E-03	1.32E-05	3.70E-05
2	2.15E-03	6.46E-03	-0.18922	9.45E-03	2.66E-05	7.40E-05
3	3.22E-03	9.23E-03	-0.28386	9.67E-03	4.01E-05	1.11E-04
4	4.29E-03	1.17E-02	-0.37851	1.29E-02	5.36E-05	1.48E-04
5	5.37E-03	1.39E-02	-0.47315	1.61E-02	6.73E-05	1.85E-04
6	6.44E-03	1.57E-02	-0.56788	1.93E-02	8.11E-05	2.22E-04
7	7.51E-03	1.72E-02	-0.66259	2.26E-02	9.50E-05	2.59E-04
8	8.58E-03	1.85E-02	-0.75731	2.58E-02	1.09E-04	2.95E-04
9	9.66E-03	1.94E-02	-0.85204	2.90E-02	1.23E-04	3.32E-04
10	1.07E-02	2.00E-02	-0.94679	3.22E-02	1.37E-04	3.68E-04

Inflexion Latérale

UVM: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-5.42E-03	-2.25E-04	2.86E-02	-7.03E-06	-3.01E-03	-2.50E-05
2	-1.09E-02	-4.51E-04	5.72E-02	-1.40E-05	-6.01E-03	-5.01E-05
3	-1.65E-02	-6.77E-04	8.58E-02	-2.08E-05	-9.02E-03	-7.51E-05
4	-2.21E-02	-9.03E-04	0.11442	-2.76E-05	-1.20E-02	-1.00E-04
5	-2.77E-02	-1.13E-03	0.1431	-3.43E-05	-1.50E-02	-1.25E-04
6	-3.34E-02	-1.35E-03	0.17178	-4.10E-05	-1.80E-02	-1.50E-04
7	-3.91E-02	-1.58E-03	0.20014	-4.75E-05	-2.10E-02	-1.75E-04
8	-4.48E-02	-1.81E-03	0.2287	-5.40E-05	-2.41E-02	-2.01E-04
9	-5.08E-02	-2.04E-03	0.25725	-6.04E-05	-2.71E-02	-2.26E-04
10	-5.65E-02	-2.26E-03	0.28579	-6.67E-05	-3.01E-02	-2.51E-04

UVM: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	3.04E-03	-2.74E-06	2.36E-02	-1.32E-05	-2.98E-05	1.15E-06
2	6.05E-03	-5.67E-06	4.72E-02	-2.64E-05	-5.97E-05	2.66E-06
3	9.02E-03	-8.78E-06	7.09E-02	-3.96E-05	-8.95E-03	3.93E-06
4	1.20E-02	-1.21E-05	9.45E-02	-5.28E-05	-1.19E-02	5.16E-06
5	1.49E-02	-1.56E-05	0.11818	-6.60E-05	-1.49E-02	6.35E-06
6	1.78E-02	-1.92E-05	0.14188	-7.92E-05	-1.79E-02	7.50E-06
7	2.06E-02	-2.31E-05	0.16557	-9.24E-05	-2.09E-02	8.62E-06
8	2.35E-02	-2.71E-05	0.18929	-1.05E-04	-2.39E-02	9.69E-06
9	2.63E-02	-3.15E-05	0.21303	-1.19E-04	-2.69E-02	1.07E-05
10	2.90E-02	-3.57E-05	0.23679	-1.32E-04	-2.98E-02	1.17E-05

Fx

UVM: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	2.82E-04	-4.65E-03	-1.68E-04	5.48E-08	-2.25E-07	-3.86E-05
2	5.34E-04	-9.09E-03	-3.37E-04	1.09E-05	-4.51E-07	-5.73E-05
3	7.88E-04	-1.45E-02	-5.05E-04	3.64E-05	-6.76E-07	-8.59E-05
4	1.05E-03	-1.94E-02	-6.74E-04	2.18E-05	-9.01E-07	-1.15E-04
5	1.31E-03	-2.42E-02	-8.42E-04	2.73E-05	-1.13E-06	-1.43E-04
6	1.57E-03	-2.91E-02	-1.01E-03	3.28E-05	-1.35E-06	-1.72E-04
7	1.83E-03	-3.39E-02	-1.18E-03	3.82E-05	-1.58E-06	-2.01E-04
8	2.09E-03	-3.88E-02	-1.35E-03	4.37E-05	-1.80E-06	-2.29E-04
9	2.36E-03	-4.36E-02	-1.52E-03	4.91E-05	-2.03E-06	-2.58E-04
10						

UVM: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-5.03E-04	-4.55E-03	1.76E-04	-3.54E-06	-2.64E-09	-2.36E-05
2	-1.01E-03	-9.10E-03	3.53E-04	-7.08E-06	-5.27E-09	-4.73E-05
3	-1.51E-03	-1.36E-02	5.29E-04	-1.06E-05	-7.90E-09	-7.09E-05
4	-2.01E-03	-1.82E-02	7.06E-04	-1.42E-05	-1.05E-08	-9.46E-05
5	-2.51E-03	-2.27E-02	8.82E-04	-1.77E-05	-1.31E-08	-1.18E-04
6	-3.02E-03	-2.73E-02	1.06E-03	-2.12E-05	-1.57E-08	-1.42E-04
7	-3.52E-03	-3.18E-02	1.23E-03	-2.48E-05	-1.82E-08	-1.65E-04
8	-4.02E-03	-3.64E-02	1.41E-03	-2.83E-05	-2.08E-08	-1.89E-04
9	-4.53E-03	-4.09E-02	1.58E-03	-3.18E-05	-2.33E-08	-2.13E-04
10	-5.03E-03	-4.55E-02	1.76E-03	-3.54E-05	-2.59E-08	-2.36E-04

Fy

UVM: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	8.17E-04	-1.68E-04	-4.73E-03	-1.55E-06	2.86E-05	2.18E-07
2	1.63E-03	-3.37E-04	-9.45E-03	-3.10E-06	5.72E-05	4.37E-07
3	2.45E-03	-5.05E-04	-1.42E-02	-4.65E-06	8.58E-05	6.55E-07
4	3.27E-03	-6.73E-04	-1.89E-02	-6.20E-06	1.14E-04	8.73E-07
5	4.08E-03	-8.42E-04	-2.36E-02	-7.75E-06	1.43E-04	1.09E-06
6	4.90E-03	-1.01E-03	-2.84E-02	-9.30E-06	1.72E-04	1.31E-06
7	5.72E-03	-1.18E-03	-3.31E-02	-1.08E-05	2.00E-04	1.53E-06
8	6.53E-03	-1.35E-03	-3.78E-02	-1.24E-05	2.29E-04	1.75E-06
9	7.35E-03	-1.52E-03	-4.25E-02	-1.40E-05	2.58E-04	1.97E-06
10	8.17E-03	-1.68E-03	-4.73E-02	-1.55E-05	2.86E-04	2.18E-06

UVM: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	8.02E-04	1.77E-04	-7.61E-03	9.46E-05	2.36E-05	1.08E-06
2	1.60E-03	3.54E-04	-1.52E-02	1.89E-04	4.72E-05	2.15E-06
3	2.41E-03	5.31E-04	-2.28E-02	2.84E-04	7.08E-05	3.23E-06
4	3.21E-03	7.08E-04	-3.04E-02	3.78E-04	9.44E-05	4.30E-06
5	4.01E-03	8.86E-04	-3.80E-02	4.73E-04	1.18E-04	5.37E-06
6	4.81E-03	1.06E-03	-4.56E-02	5.68E-04	1.42E-04	6.45E-06
7	5.61E-03	1.24E-03	-5.32E-02	6.62E-04	1.65E-04	7.52E-06
8	6.41E-03	1.42E-03	-6.09E-02	7.57E-04	1.89E-04	8.60E-06
9	7.21E-03	1.60E-03	-6.85E-02	8.51E-04	2.12E-04	9.67E-06
10	8.01E-03	1.78E-03	-7.61E-02	9.46E-04	2.36E-04	1.07E-05

Fz

UVM: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	6.48E-04	-2.62E-04	-8.17E-04	-7.03E-08	5.43E-08	-1.47E-05
2	1.29E-03	-5.25E-04	-1.63E-03	-1.41E-08	1.08E-05	-2.94E-06
3	1.94E-03	-7.87E-04	-2.45E-03	-2.11E-08	1.63E-05	-4.40E-06
4	2.58E-03	-1.05E-03	-3.27E-03	-2.81E-08	2.17E-05	-5.87E-06
5	3.23E-03	-1.31E-03	-4.08E-03	-3.51E-08	2.72E-05	-7.34E-06
6	3.88E-03	-1.57E-03	-4.90E-03	-4.22E-08	3.26E-05	-8.81E-06
7	4.53E-03	-1.84E-03	-5.72E-03	-4.92E-08	3.80E-05	-1.03E-05
8	5.17E-03	-2.10E-03	-6.54E-03	-5.63E-08	4.34E-05	-1.17E-05
9	5.81E-03	-2.36E-03	-7.35E-03	-6.32E-08	4.88E-05	-1.32E-05
10	6.46E-03	-2.62E-03	-8.17E-03	-7.03E-08	5.43E-05	-1.47E-05

UVM: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	3.25E-03	5.03E-04	-8.02E-04	1.07E-09	-3.05E-09	8.80E-05
2	6.50E-03	1.01E-03	-1.60E-03	2.15E-06	-6.10E-06	1.78E-04
3	9.76E-03	1.51E-03	-2.41E-03	3.22E-06	-9.16E-06	2.67E-04
4	1.30E-02	2.01E-03	-3.21E-03	4.29E-06	-1.22E-05	3.56E-04
5	1.63E-02	2.51E-03	-4.01E-03	5.36E-06	-1.53E-05	4.45E-04
6	1.95E-02	3.02E-03	-4.81E-03	6.44E-06	-1.83E-05	5.34E-04
7	2.28E-02	3.52E-03	-5.61E-03	7.51E-06	-2.14E-05	6.23E-04
8	2.60E-02	4.02E-03	-6.41E-03	8.58E-06	-2.44E-05	7.12E-04
9	2.93E-02	4.52E-03	-7.22E-03	9.65E-06	-2.75E-05	8.01E-04
10	3.25E-02	5.02E-03	-8.02E-03	1.07E-05	-3.05E-05	8.90E-04

T7-T8

Flexion

Poly: Jeu interfacettaire 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT y	ROT z
1	1.06E-03	-5.83E-02	3.10E-04	-1.05E-03	9.85E-05	-6.32E-03
2	-2.46E-02	-0.11651	6.23E-04	-2.10E-03	1.84E-04	-1.26E-02
3	-4.19E-03	-0.17476	9.40E-04	-3.14E-03	2.85E-04	-1.90E-02
4	-6.27E-03	-0.233	1.25E-03	-4.18E-03	3.98E-04	-2.53E-02
5	-8.68E-03	-0.29123	1.56E-03	-5.21E-03	5.12E-04	-3.16E-02
6	-1.14E-02	-0.34944	1.91E-03	-6.24E-03	6.35E-04	-3.79E-02
7	-1.45E-02	-0.40765	2.23E-03	-7.27E-03	7.64E-04	-4.43E-02
8	-1.79E-02	-0.46583	2.56E-03	-8.29E-03	9.00E-04	-5.06E-02
9	-2.17E-02	-0.524	2.90E-03	-9.31E-03	1.04E-03	-5.69E-02
10	-2.58E-02	-0.58215	3.23E-03	-1.03E-02	1.19E-03	-6.32E-02

Poly: Jeu interfacettaire 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT y	ROT z
1	-1.06E-03	-5.83E-02	3.10E-04	-1.05E-03	9.85E-05	-6.32E-03
2	-2.46E-02	-0.11651	6.23E-04	-2.10E-03	1.84E-04	-1.26E-02
3	-4.19E-03	-0.17476	9.40E-04	-3.14E-03	2.85E-04	-1.90E-02
4	-6.27E-03	-0.233	1.25E-03	-4.18E-03	3.98E-04	-2.53E-02
5	-8.68E-03	-0.29123	1.56E-03	-5.21E-03	5.12E-04	-3.16E-02
6	-1.14E-02	-0.34944	1.91E-03	-6.24E-03	6.35E-04	-3.79E-02
7	-1.45E-02	-0.40765	2.23E-03	-7.27E-03	7.64E-04	-4.43E-02
8	-1.79E-02	-0.46583	2.56E-03	-8.29E-03	9.00E-04	-5.06E-02
9	-2.17E-02	-0.524	2.90E-03	-9.31E-03	1.04E-03	-5.69E-02
10	-2.58E-02	-0.58215	3.23E-03	-1.03E-02	1.19E-03	-6.32E-02

Extension

Poly: Jeu interfacettaire 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT y	ROT z
1	7.21E-04	5.83E-02	-3.07E-04	1.05E-03	-8.85E-05	6.32E-03
2	1.10E-03	0.11652	-6.10E-04	2.11E-03	-1.66E-04	1.26E-02
3	1.15E-03	0.17478	-9.19E-04	3.19E-03	-2.24E-04	1.90E-02
4	8.54E-04	0.23304	-1.21E-03	4.24E-03	-2.84E-04	2.53E-02
5	2.22E-04	0.2913	-1.50E-03	5.32E-03	-3.37E-04	3.16E-02
6	-7.48E-04	0.34954	-1.79E-03	6.39E-03	-3.83E-04	3.79E-02
7	-2.05E-03	0.40778	-2.07E-03	7.47E-03	-4.22E-04	4.42E-02
8	-3.70E-03	0.46601	-2.35E-03	8.55E-03	-4.53E-04	5.05E-02
9	-5.68E-03	0.52423	-2.63E-03	9.64E-03	-4.78E-04	5.68E-02
10	-8.00E-03	0.58243	-2.90E-03	1.07E-02	-4.94E-04	6.32E-02

Poly: Jeu interfacettaire 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT y	ROT z
1	7.21E-04	5.83E-02	-3.07E-04	1.05E-03	-8.85E-05	6.32E-03
2	1.10E-03	0.11652	-6.10E-04	2.11E-03	-1.66E-04	1.26E-02
3	1.15E-03	0.17478	-9.19E-04	3.19E-03	-2.24E-04	1.90E-02
4	8.54E-04	0.23304	-1.21E-03	4.24E-03	-2.84E-04	2.53E-02
5	2.22E-04	0.2913	-1.50E-03	5.32E-03	-3.37E-04	3.16E-02
6	-7.48E-04	0.34954	-1.79E-03	6.39E-03	-3.83E-04	3.79E-02
7	-2.05E-03	0.40778	-2.07E-03	7.47E-03	-4.22E-04	4.42E-02
8	-3.70E-03	0.46601	-2.35E-03	8.55E-03	-4.53E-04	5.05E-02
9	-5.68E-03	0.52423	-2.63E-03	9.64E-03	-4.78E-04	5.68E-02
10	-8.00E-03	0.58243	-2.90E-03	1.07E-02	-4.94E-04	6.32E-02

Torsion

Poly: Jeu interfacettaire 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT y	ROT z
1	1.37E-03	1.43E-03	-3.40E-03	6.98E-03	5.31E-04	1.06E-03
2	2.72E-03	2.98E-03	-6.71E-03	1.39E-02	1.05E-03	2.12E-03
3	4.06E-03	4.64E-03	-9.92E-03	2.09E-02	1.56E-03	3.20E-03
4	5.38E-03	6.42E-03	-1.31E-02	2.79E-02	2.06E-03	4.28E-03
5	6.69E-03	8.31E-03	-1.61E-02	3.48E-02	2.54E-03	5.36E-03
6	7.97E-03	1.03E-02	-1.90E-02	4.17E-02	3.02E-03	6.48E-03
7	9.24E-03	1.24E-02	-2.18E-02	4.86E-02	3.48E-03	7.59E-03
8	1.05E-02	1.46E-02	-2.46E-02	5.55E-02	3.94E-03	8.70E-03
9	1.17E-02	1.70E-02	-2.72E-02	6.24E-02	4.38E-03	9.83E-03
10	1.29E-02	1.94E-02	-2.97E-02	6.93E-02	4.81E-03	1.10E-02

Poly: Jeu interfacettaire 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT y	ROT z
1	1.37E-03	1.43E-03	-3.40E-03	6.98E-03	5.31E-04	1.06E-03
2	2.72E-03	2.98E-03	-6.71E-03	1.39E-02	1.05E-03	2.12E-03
3	4.06E-03	4.64E-03	-9.92E-03	2.09E-02	1.56E-03	3.20E-03
4	5.38E-03	6.42E-03	-1.31E-02	2.79E-02	2.06E-03	4.28E-03
5	6.69E-03	8.31E-03	-1.61E-02	3.48E-02	2.54E-03	5.36E-03
6	7.97E-03	1.03E-02	-1.90E-02	4.17E-02	3.02E-03	6.48E-03
7	9.24E-03	1.24E-02	-2.18E-02	4.86E-02	3.48E-03	7.59E-03
8	1.05E-02	1.46E-02	-2.46E-02	5.55E-02	3.94E-03	8.70E-03
9	1.17E-02	1.70E-02	-2.72E-02	6.24E-02	4.38E-03	9.83E-03
10	1.29E-02	1.94E-02	-2.97E-02	6.93E-02	4.81E-03	1.10E-02

Inflexion Latérale

Poly: Jeu interfacettaire 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT y	ROT z
1	-7.15E-03	1.42E-03	6.01E-02	-5.38E-04	-6.33E-03	9.28E-05
2	-1.46E-02	2.83E-03	0.12016	-1.08E-03	-1.27E-02	1.61E-04
3	-2.25E-02	4.24E-03	0.1802	-1.62E-03	-1.90E-02	2.35E-04
4	-3.07E-02	5.65E-03	0.24021	-2.17E-03	-2.53E-02	3.04E-04
5	-3.92E-02	7.05E-03	0.30018	-2.72E-03	-3.17E-02	3.69E-04
6	-4.81E-02	8.45E-03	0.36011	-3.28E-03	-3.80E-02	4.29E-04
7	-5.73E-02	9.85E-03	0.42001	-3.84E-03	-4.43E-02	4.85E-04
8	-6.69E-02	1.12E-02	0.47987	-4.40E-03	-5.07E-02	5.36E-04
9	-7.68E-02	1.26E-02	0.53968	-4.96E-03	-5.70E-02	5.82E-04
10	-8.71E-02	1.40E-02	0.59945	-5.53E-03	-6.33E-02	6.23E-04

Poly: Jeu interfacettaire 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT y	ROT z
1	-7.15E-03	1.42E-03	6.01E-02	-5.38E-04	-6.33E-03	9.28E-05
2	-1.46E-02	2.83E-03	0.12016	-1.08E-03	-1.27E-02	1.61E-04
3	-2.25E-02	4.24E-03	0.1802	-1.62E-03	-1.90E-02	2.35E-04
4	-3.07E-02	5.65E-03	0.24021	-2.17E-03	-2.53E-02	3.04E-04
5	-3.92E-02	7.05E-03	0.30018	-2.72E-03	-3.17E-02	3.69E-04
6	-4.81E-02	8.45E-03	0.36011	-3.28E-03	-3.80E-02	4.29E-04
7	-5.73E-02	9.85E-03	0.42001	-3.84E-03	-4.43E-02	4.85E-04
8	-6.69E-02	1.12E-02	0.47987	-4.40E-03	-5.07E-02	5.36E-04
9	-7.68E-02	1.26E-02	0.53968	-4.96E-03	-5.70E-02	5.82E-04
10	-8.71E-02	1.40E-02	0.59945	-5.53E-03	-6.33E-02	6.23E-04

Fx

Poly: Jeu interfacettaire 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT y	ROT z
1	1.35E-04	-1.76E-03	1.28E-04	-1.37E-06	1.42E-06	-5.83E-05
2	2.70E-04	-3.53E-03	2.57E-04	-2.75E-06	2.84E-06	-1.17E-04
3	4.05E-04	-5.29E-03	3.85E-04	-4.12E-06	4.26E-06	-1.75E-04
4	5.39E-04	-7.05E-03	5.13E-04	-5.50E-06	5.68E-06	-2.33E-04
5	6.74E-04	-8.81E-03	6.42E-04	-6.87E-06	7.10E-06	-2.91E-04
6	8.08E-04	-1.06E-02	7.70E-04	-8.24E-06	8.52E-06	-3.50E-04
7	9.43E-04	-1.23E-02	8.98E-04	-9.62E-06	9.94E-06	-4.08E-04
8	1.08E-03	-1.41E-02	1.03E-03	-1.10E-05	1.14E-05	-4.66E-04
9	1.21E-03	-1.59E-02	1.15E-03	-1.24E-05	1.28E-05	-5.24E-04
10	1.35E-03	-1.76E-02	1.28E-03	-1.37E-05	1.42E-05	-5.83E-04

Poly: Jeu interfacettaire 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT y	ROT z
1	1.35E-04	-1.76E-03	1.28E-04	-1.37E-06	1.42E-06	-5.83E-05
2	2.70E-04	-3.53E-03	2.57E-04	-2.75E-06	2.84E-06	-1.17E-04
3	4.05E-04	-5.29E-03	3.85E-04	-4.12E-06	4.26E-06	-1.75E-04
4	5.39E-04	-7.05E-03	5.13E-04	-5.50E-06	5.68E-06	-2.33E-04
5	6.74E-04	-8.81E-03	6.42E-04	-6.87E-06	7.10E-06	-2.91E-04
6	8.08E-04	-1.06E-02	7.70E-04	-8.24E-06	8.52E-06	-3.50E-04
7	9.43E-04	-1.23E-02	8.98E-04	-9.62E-06	9.94E-06	-4.08E-04
8	1.08E-03	-1.41E-02	1.03E-03	-1.10E-05	1.14E-05	-4.66E-04
9	1.21E-03	-1.59E-02	1.15E-03	-1.24E-05	1.28E-05	-5.24E-04
10	1.35E-03	-1.76E-02	1.28E-03	-1.37E-05	1.42E-05	-5.83E-04

Fy

Poly: Jeu interfacettaire 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT y	ROT z
1	4.65E-04	1.28E-04	-1.50E-03	3.44E-05	6.01E-05	3.08E-07
2	9.30E-04	2.57E-04	-3.00E-03	6.88E-05	1.20E-04	6.17E-07
3	1.39E-03	3.85E-04	-4.49E-03	1.03E-05	1.80E-04	9.25E-07
4	1.86E-03	5.14E-04	-5.99E-03	1.38E-05	2.40E-04	1.23E-06
5	2.32E-03	6.42E-04	-7.49E-03	1.72E-05	3.01E-04	1.54E-06
6	2.79E-03	7.70E-04	-8.99E-03	2.06E-05	3.61E-04	1.85E-06
7	3.25E-03	8.98E-04	-1.05E-02	2.41E-05	4.21E-04	2.16E-06
8	3.72E-03	1.03E-03	-1.20E-02	2.75E-05	4.81E-04	2.47E-06
9	4.18E-03	1.16E-03	-1.35E-02	3.10E-05	5.41E-04	2.78E-06
10	4.65E-03	1.28E-03	-1.50E-02	3.44E-05	6.01E-04	3.08E-06

Poly: Jeu interfacettaire 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT y	ROT z
1	4.65E-04	1.28E-04	-1.50E-03	3.44E-05	6.01E-05	3.08E-07
2	9.30E-04	2.57E-04	-3.00E-03	6.88E-05	1.20E-04	6.17E-07
3	1.39E-03	3.85E-04	-4.49E-03	1.03E-05	1.80E-04	9.25E-07
4	1.86E-03	5.14E-04	-5.99E-03	1.38E-05	2.40E-04	1.23E-06
5	2.32E-03	6.42E-04	-7.49E-03	1.72E-05	3.01E-04	1.54E-06
6	2.79E-03	7.70E-04	-8.99E-03	2.06E-05	3.61E-04	1.85E-06
7	3.25E-03	8.98E-04	-1.05E-02	2.41E-05	4.21E-04	2.16E-06
8	3.72E-03	1.03E-03	-1.20E-02	2.75E-05	4.81E-04	2.47E-06
9	4.18E-03	1.16E-03	-1.35E-02	3.10E-05	5.41E-04	2.78E-06
10	4.65E-03	1.28E-03	-1.50E-02	3.44E-05	6.01E-04	3.08E-06

Fz

Poly: Jeu interfacettaire 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT y	ROT z
1	7.85E-04	-1.35E-04	-4.65E-04	1.37E-06	6.98E-06	8.90E-07
2	1.57E-03	-2.70E-04	-9.30E-04	2.74E-06	1.40E-05	1.78E-06
3	2.36E-03	-4.05E-04	-1.39E-03	4.12E-06	2.09E-05	2.67E-06
4	3.14E-03	-5.40E-04	-1.86E-03	5.49E-06	2.79E-05	3.56E-06
5	3.93E-03	-6.75E-04	-2.32E-03	6.86E-06	3.49E-05	4.45E-06
6	4.71E-03	-8.10E-04	-2.79E-03	8.23E-06	4.18E-05	5.34E-06
7	5.50E-03	-9.44E-04	-3.25E-03	9.61E-06	4.88E-05	6.23E-06
8	6.28E-03	-1.08E-03	-3.72E-03	1.10E-05	5.58E-05	7.12E-06
9	7.07E-03	-1.21E-03	-4.18E-03	1.23E-05	6.28E-05	8.01E-06
10	7.85E-03	-1.35E-03	-4.65E-03	1.37E-05	6.97E-05	8.90E-06

Poly: Jeu interfacettaire 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT y	ROT z
1	7.85E-04	-1.35E-04	-4.65E-04	1.37E-06	6.98E-06	8.90E-07
2	1.57E-03	-2.70E-04	-9.30E-04	2.74E-06	1.40E-05	1.78E-06
3	2.36E-03	-4.05E-04	-1.39E-03	4.12E-06	2.09E-05	2.67E-06
4	3.14E-03	-5.40E-04	-1.86E-03	5.49E-06	2.79E-05	3.56E-06
5	3.93E-03	-6.75E-04	-2.32E-03	6.86E-06	3.49E-05	4.45E-06
6	4.71E-03	-8.10E-04	-2.79E-03	8.23E-06	4.18E-05	5.34E-06
7	5.50E-03	-9.44E-04	-3.25E-03	9.61E-06	4.88E-05	6.23E-06
8	6.28E-03	-1.08E-03	-3.72E-03	1.10E-05	5.58E-05	7.12E-06
9	7.07E-03	-1.21E-03	-4.18E-03	1.23E-05	6.28E-05	8.01E-06
10	7.85E-03	-1.35E-03	-4.65E-03	1.37E-05	6.97E-05	8.90E-06

T12-L1

Flexion

UVM: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT Y	ROT Z
1	1.80E-03	4.64E-02	-1.66E-04	-5.00E-07	1.02E-05	-3.25E-03
2	1.53E-03	-9.25E-02	-2.91E-04	-9.68E-07	2.04E-05	-6.50E-03
3	1.19E-03	-0.13922	-4.37E-04	-1.40E-06	3.05E-05	-9.76E-03
4	6.77E-03	-0.18576	-5.82E-04	-1.80E-06	4.07E-05	-1.30E-02
5	5.27E-03	-0.23221	-7.28E-04	-2.17E-06	5.09E-05	-1.63E-02
6	9.70E-03	-0.27866	-8.73E-04	2.51E-06	6.11E-05	-1.95E-02
7	1.10E-02	-0.32511	-1.02E-03	-2.91E-06	7.12E-05	-2.28E-02
8	1.23E-02	-0.37157	-1.16E-03	-3.08E-06	8.14E-05	-2.60E-02
9	1.35E-02	-0.41802	-1.31E-03	-3.32E-06	9.16E-05	-2.93E-02
10	1.46E-02	-0.46448	-1.46E-03	-3.52E-06	1.02E-04	-3.25E-02

UVM: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT Y	ROT Z
1	-9.63E-02	-3.68E-02	5.80E-06	4.38E-07	-1.66E-06	-1.30E-03
2	-0.10268	-7.34E-02	1.16E-05	8.72E-07	3.33E-06	-6.54E-03
3	-0.29908	-0.10959	1.74E-05	1.30E-06	-5.00E-06	-9.85E-03
4	-0.38552	-0.13547	2.32E-05	1.72E-06	-6.67E-06	-1.32E-02
5	-0.4321	-0.16104	2.90E-05	2.14E-06	-8.34E-06	-1.65E-02
6	-0.57852	-0.28529	3.48E-05	2.56E-06	-1.00E-05	-1.98E-02
7	-0.67508	-0.25722	4.07E-05	2.98E-06	-1.17E-05	-2.31E-02
8	-0.77168	-0.28592	4.65E-05	3.39E-06	-1.34E-05	-2.64E-02
9	-0.86831	-0.32017	5.24E-05	3.75E-06	-1.50E-05	-2.97E-02
10	-0.96498	-0.35409	5.82E-05	4.14E-06	-1.67E-05	-3.30E-02

Extension

UVM: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT Y	ROT Z
1	-1.99E-05	4.64E-02	1.66E-04	5.33E-07	-1.02E-05	3.25E-03
2	-3.84E-03	9.29E-02	2.91E-04	1.10E-06	2.03E-05	6.50E-03
3	-5.87E-03	0.13929	4.37E-04	1.70E-06	-3.05E-05	9.76E-03
4	-7.97E-03	0.18577	5.82E-04	2.33E-06	-4.07E-05	1.31E-02
5	-1.02E-02	0.23213	7.28E-04	2.99E-06	-5.08E-05	1.63E-02
6	-1.24E-02	0.27855	8.73E-04	3.69E-06	-6.10E-05	1.95E-02
7	-1.47E-02	0.32496	1.02E-03	4.42E-06	-7.12E-05	2.28E-02
8	-1.72E-02	0.37137	1.16E-03	5.19E-06	-8.13E-05	2.60E-02
9	-1.98E-02	0.41778	1.31E-03	5.98E-06	-9.15E-05	2.93E-02
10	-2.23E-02	0.46418	1.46E-03	6.81E-06	-1.02E-04	3.25E-02

UVM: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT Y	ROT Z
1	9.63E-02	3.70E-02	-5.79E-06	-4.44E-07	1.66E-06	1.30E-03
2	0.1925	7.47E-02	-1.16E-05	-8.93E-07	3.32E-06	6.54E-03
3	0.28868	0.11247	-1.73E-05	-1.33E-06	4.98E-06	9.85E-03
4	0.38482	0.1508	-2.31E-05	-1.81E-06	6.64E-06	1.32E-02
5	0.4809	0.18905	-2.89E-05	-2.27E-06	8.30E-06	1.65E-02
6	0.57694	0.22783	-3.46E-05	-2.74E-06	9.96E-06	1.98E-02
7	0.67293	0.26662	-4.04E-05	-3.22E-06	1.16E-05	2.31E-02
8	0.76887	0.30533	-4.61E-05	-3.70E-06	1.33E-05	2.64E-02
9	0.86475	0.34407	-5.19E-05	-4.19E-06	1.49E-05	2.97E-02
10	0.96058	0.38272	-5.76E-05	-4.68E-06	1.66E-05	3.30E-02

Torsion

UVM: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT Y	ROT Z
1	-1.59E-07	2.74E-04	1.66E-03	3.23E-03	-1.64E-06	5.19E-07
2	-3.18E-07	5.52E-04	3.71E-03	6.47E-03	-3.27E-06	1.04E-06
3	-4.80E-07	8.33E-04	5.58E-03	9.70E-03	-4.91E-06	1.57E-06
4	-6.43E-07	1.12E-03	7.42E-03	1.29E-02	-6.54E-06	2.10E-06
5	-8.07E-07	1.40E-03	9.27E-03	1.62E-02	-8.17E-06	2.64E-06
6	-9.73E-07	1.69E-03	1.11E-02	1.94E-02	-9.80E-06	3.19E-06
7	-1.14E-06	1.99E-03	1.30E-02	2.26E-02	-1.14E-05	3.74E-06
8	-1.31E-06	2.28E-03	1.48E-02	2.59E-02	-1.31E-05	4.29E-06
9	-1.48E-06	2.58E-03	1.67E-02	2.91E-02	-1.47E-05	4.85E-06
10	-1.65E-06	2.88E-03	1.85E-02	3.23E-02	-1.63E-05	5.42E-06

UVM: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT Y	ROT Z
1	-1.60E-05	-6.06E-03	-9.50E-02	3.29E-03	-6.31E-07	4.40E-07
2	-2.81E-05	-1.24E-02	-0.18995	6.50E-03	-1.26E-06	4.79E-07
3	-4.21E-05	-1.91E-02	-0.29486	9.75E-03	-1.90E-06	-1.31E-06
4	-5.61E-05	-2.61E-02	-0.37981	1.30E-02	-2.53E-06	-1.75E-06
5	-7.02E-05	-3.34E-02	-0.47471	1.63E-02	-3.17E-06	-2.18E-06
6	-8.42E-05	-4.11E-02	-0.56965	1.95E-02	-3.81E-06	-2.61E-06
7	-9.82E-05	-4.90E-02	-0.66444	2.29E-02	-4.45E-06	-3.04E-06
8	-1.12E-04	-5.72E-02	-0.75926	2.60E-02	-5.08E-06	-3.48E-06
9	-1.26E-04	-6.58E-02	-0.85408	2.93E-02	-5.73E-06	-3.89E-06
10	-1.40E-04	-7.47E-02	-0.94884	3.25E-02	-6.37E-06	-4.31E-06

Inflexion Latérale

UVM: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT Y	ROT Z
1	2.25E-04	1.45E-04	4.67E-02	1.62E-05	-3.27E-03	1.02E-05
2	3.73E-04	2.91E-04	9.34E-02	3.21E-05	-6.54E-03	2.04E-05
3	4.45E-04	4.36E-04	0.14017	4.77E-05	-9.82E-03	3.05E-05
4	4.41E-04	5.82E-04	0.1869	6.29E-05	-1.31E-02	4.07E-05
5	3.50E-04	7.27E-04	0.23352	7.78E-05	-1.64E-02	5.09E-05
6	2.03E-04	8.73E-04	0.28035	9.24E-05	-1.96E-02	6.11E-05
7	-3.09E-05	1.02E-03	0.32707	1.07E-04	-2.29E-02	7.13E-05
8	-3.41E-04	1.16E-03	0.37379	1.21E-04	-2.62E-02	8.15E-05
9	-7.29E-04	1.31E-03	0.42052	1.34E-04	-2.95E-02	9.18E-05
10	-1.19E-03	1.46E-03	0.46724	1.47E-04	-3.27E-02	1.02E-04

UVM: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT Y	ROT Z
1	-6.00E-03	-1.98E-05	3.67E-02	6.33E-07	-3.27E-03	-1.66E-06
2	-1.20E-02	-3.95E-05	7.33E-02	1.27E-06	-6.53E-03	-3.32E-06
3	-1.81E-02	-5.94E-05	0.10992	1.92E-06	-9.80E-03	-4.98E-06
4	-2.43E-02	-7.92E-05	0.14652	2.56E-06	-1.31E-02	-6.64E-06
5	-3.04E-02	-9.89E-05	0.18311	3.22E-06	-1.63E-02	-8.29E-06
6	-3.67E-02	-1.19E-04	0.21967	3.88E-06	-1.96E-02	-9.94E-06
7	-4.29E-02	-1.38E-04	0.25621	4.54E-06	-2.29E-02	-1.16E-05
8	-4.92E-02	-1.58E-04	0.29274	5.21E-06	-2.61E-02	-1.32E-05
9	-5.56E-02	-1.78E-04	0.32924	5.89E-06	-2.94E-02	-1.49E-05
10	-6.19E-02	-1.98E-04	0.36573	6.57E-06	-3.27E-02	-1.65E-05

Fx

UVM: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT Y	ROT Z
1	1.98E-04	-5.39E-03	1.51E-04	-2.73E-07	1.45E-07	-4.64E-05
2	3.91E-04	-1.08E-02	3.01E-04	-5.46E-07	2.91E-07	-9.29E-05
3	5.87E-04	-1.62E-02	4.52E-04	-8.19E-07	4.36E-07	-1.39E-04
4	7.82E-04	-2.16E-02	6.03E-04	-1.09E-06	5.82E-07	-1.86E-04
5	9.77E-04	-2.69E-02	7.53E-04	-1.37E-06	7.27E-07	-2.32E-04
6	1.17E-03	-3.23E-02	9.04E-04	-1.64E-06	8.72E-07	-2.79E-04
7	1.37E-03	-3.77E-02	1.05E-03	-1.91E-06	1.02E-06	-3.25E-04
8	1.56E-03	-4.31E-02	1.21E-03	-2.18E-06	1.16E-06	-3.71E-04
9	1.75E-03	-4.85E-02	1.36E-03	-2.46E-06	1.31E-06	-4.18E-04
10	1.95E-03	-5.39E-02	1.51E-03	-2.73E-06	1.45E-06	-4.64E-04

UVM: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT Y	ROT Z
1	-9.26E-04	-4.81E-03	-1.98E-04	5.91E-06	-1.98E-06	-3.70E-05
2	-1.85E-03	-9.63E-03	-3.93E-04	1.18E-05	-3.96E-06	-7.40E-05
3	-2.78E-03	-1.44E-02	-5.89E-04	1.77E-05	-5.94E-06	-1.11E-04
4	-3.70E-03	-1.93E-02	-7.85E-04	2.36E-05	-7.92E-06	-1.48E-04
5	-4.63E-03	-2.41E-02	-9.81E-04	2.95E-05	-9.90E-06	-1.85E-04
6	-5.56E-03	-2.89E-02	-1.18E-03	3.54E-05	-1.19E-07	-2.22E-04
7	-6.48E-03	-3.37E-02	-1.37E-03	4.13E-05	-1.39E-07	-2.59E-04
8	-7.41E-03	-3.85E-02	-1.57E-03	4.72E-05	-1.58E-07	-2.96E-04
9	-8.33E-03	-4.33E-02	-1.77E-03	5.31E-05	-1.78E-07	-3.33E-04
10	-9.26E-03	-4.81E-02	-1.96E-03	5.90E-05	-1.98E-07	-3.70E-04

Fy

UVM: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT Y	ROT Z
1	-3.35E-05	1.51E-04	-5.10E-03	-1.86E-06	4.67E-05	-1.46E-07
2	-6.54E-05	3.01E-04	-1.02E-02	-3.71E-06	9.34E-05	-2.91E-07
3	-9.85E-05	4.52E-04	-1.53E-02	-5.57E-06	1.40E-04	-4.37E-07
4	-1.32E-04	6.02E-04	-2.04E-02	-7.42E-06	1.87E-04	-5.82E-07
5	-1.65E-04	7.53E-04	-2.55E-02	-9.28E-06	2.34E-04	-7.28E-07
6	-1.99E-04	9.04E-04	-3.06E-02	-1.11E-05	2.80E-04	-8.73E-07
7	-2.33E-04	1.05E-03	-3.57E-02	-1.30E-05	3.27E-04	-1.02E-06
8	-2.67E-04	1.20E-03	-4.08E-02	-1.48E-05	3.74E-04	-1.16E-06
9	-3.01E-04	1.35E-03	-4.59E-02	-1.67E-05	4.21E-04	-1.31E-06
10	-3.35E-04	1.51E-03	-5.10E-02	-1.86E-05	4.67E-04	-1.46E-06

UVM: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT Y	ROT Z
1	1.04E-04	-1.90E-04	-4.01E-03	9.50E-05	3.67E-05	5.80E-08
2	2.09E-04	-3.92E-04	-1.60E-02	1.90E-04	7.33E-05	1.16E-08
3	3.12E-04	-5.87E-04	-2.40E-02	2.85E-04	1.10E-04	1.74E-08
4	4.16E-04	-7.83E-04	-3.21E-02	3.80E-04	1.47E-04	2.33E-08
5	5.20E-04	-9.78E-04	-4.01E-02	4.75E-04	1.83E-04	2.92E-08
6	6.23E-04	-1.17E-03	-4.81E-02	5.70E-04	2.20E-04	3.50E-08
7	7.26E-04	-1.37E-03	-5.61E-02	6.65E-04	2.57E-04	4.09E-08
8	8.28E-04	-1.56E-03	-6.41E-02	7.60E-04	2.93E-04	4.68E-08
9	9.31E-04	-1.75E-03	-7.21E-02	8.55E-04	3.30E-04	5.26E-08
10	1.03E-03	-1.95E-03	-8.01E-02	9.50E-04	3.67E-04	5.87E-08

Fz

UVM: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT Y	ROT Z
1	4.85E-04	-1.88E-04	3.28E-05	-3.58E-10	-2.63E-07	-1.84E-08
2	9.70E-04	-3.92E-04	6.51E-05	-3.17E-10	-5.39E-07	-3.68E-08
3	1.45E-03	-5.88E-04	9.77E-05	-4.75E-10	-7.89E-07	-5.53E-08
4	1.94E-03	-7.83E-04	1.30E-04	-6.33E-10	-1.05E-06	-7.37E-08
5	2.42E-03	-9.79E-04	1.63E-04	-7.91E-10	-1.32E-06	-9.21E-08
6	2.91E-03	-1.18E-03	1.95E-04	-9.49E-10	-1.58E-06	-1.11E-05
7	3.39E-03	-1.37E-03	2.28E-04	-1.11E-09	-1.84E-06	-1.29E-05
8	3.88E-03	-1.57E-03	2.60E-04	-1.27E-09	-2.11E-06	-1.47E-05
9	4.36E-03	-1.76E-03	2.93E-04	-1.42E-09	-2.37E-06	-1.66E-05
10	4.85E-03	-1.96E-03	3.26E-04	-1.58E-09	-2.63E-06	-1.84E-05

UVM: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT x	ROT Y	ROT Z
1	3.31E-03	9.28E-04	-1.05E-04	-1.40E-08	5.98E-08	9.63E-05
2	6.62E-03	1.85E-03	-2.09E-04	-2.81E-08	1.20E-05	1.93E-04
3	9.93E-03	2.78E-03	-3.14E-04	-4.21E-08	1.79E-05	2.89E-04
4	1.32E-02	3.70E-03	4.18E-04	-5.61E-08	2.39E-05	3.85E-04
5	1.65E-02	4.63E-03	-5.23E-04	-7.01E-08	2.99E-05	4.81E-04
6	1.98E-02	5.55E-03	-6.27E-04	-8.42E-08	3.59E-05	5.78E-04
7	2.32E-02	6.48E-03	-7.31E-04	-9.82E-08	4.19E-05	6.74E-04
8	2.65E-02	7.40E-03	-8.36E-04	-1.12E-07	4.78E-05	7.70E-04
9	2.98E-02	8.33E-03	-9.40E-04	-1.26E-07	5.38E-05	8.67E-04
10	3.31E-02	9.25E-03	-1.04E-03	-1.40E-07	5.98E-05	9.63E-04

T12-L1

Flexion

Poly: Jeu interfacettaire 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	3.49E-03	-5.55E-02	7.42E-04	1.26E-04	8.30E-06	-3.69E-03
2	7.14E-03	-0.11094	1.48E-03	2.56E-04	1.48E-05	-7.79E-03
3	1.10E-02	-0.16641	2.22E-03	3.84E-04	2.25E-05	-1.16E-02
4	1.50E-02	-0.22189	2.96E-03	5.11E-04	2.96E-05	-1.55E-02
5	1.93E-02	-0.27738	3.70E-03	6.38E-04	3.59E-05	-1.94E-02
6	2.37E-02	-0.33287	4.44E-03	7.64E-04	3.94E-05	-2.33E-02
7	2.83E-02	-0.38836	5.18E-03	8.90E-04	4.20E-05	-2.72E-02
8	3.30E-02	-0.44386	5.91E-03	1.02E-03	4.52E-05	-3.10E-02
9	3.80E-02	-0.49936	6.65E-03	1.14E-03	4.75E-05	-3.49E-02
10	4.32E-02	-0.55486	7.38E-03	1.26E-03	4.91E-05	-3.88E-02

Poly: Jeu interfacettaire 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	3.49E-03	-5.55E-02	7.42E-04	1.26E-04	8.30E-06	-3.69E-03
2	7.14E-03	-0.11094	1.48E-03	2.56E-04	1.48E-05	-7.79E-03
3	1.10E-02	-0.16641	2.22E-03	3.84E-04	2.25E-05	-1.16E-02
4	1.50E-02	-0.22189	2.96E-03	5.11E-04	2.96E-05	-1.55E-02
5	1.93E-02	-0.27738	3.70E-03	6.38E-04	3.59E-05	-1.94E-02
6	2.37E-02	-0.33287	4.44E-03	7.64E-04	3.94E-05	-2.33E-02
7	2.83E-02	-0.38836	5.18E-03	8.90E-04	4.20E-05	-2.72E-02
8	3.30E-02	-0.44386	5.91E-03	1.02E-03	4.52E-05	-3.10E-02
9	3.80E-02	-0.49936	6.65E-03	1.14E-03	4.75E-05	-3.49E-02
10	4.32E-02	-0.55486	7.38E-03	1.26E-03	4.91E-05	-3.88E-02

Extension

Poly: Jeu interfacettaire 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	3.29E-03	5.55E-02	-7.42E-04	-1.26E-04	-9.05E-06	3.69E-03
2	6.60E-03	0.11091	-1.48E-03	-2.56E-04	-1.86E-05	7.79E-03
3	9.93E-03	0.16635	-2.22E-03	-3.88E-04	-2.95E-05	1.16E-02
4	1.21E-02	0.22179	-2.96E-03	-5.19E-04	-4.09E-05	1.55E-02
5	1.46E-02	0.27721	-3.70E-03	-6.48E-04	-5.30E-05	1.94E-02
6	1.70E-02	0.33263	-4.44E-03	-7.79E-04	-6.60E-05	2.32E-02
7	1.92E-02	0.38804	-5.23E-03	-9.11E-04	-7.91E-05	2.71E-02
8	2.12E-02	0.44344	-5.98E-03	-1.04E-03	-9.42E-05	3.10E-02
9	2.30E-02	0.49882	-6.73E-03	-1.18E-03	-1.09E-04	3.48E-02
10	2.46E-02	0.5542	-7.48E-03	-1.31E-03	-1.26E-04	3.87E-02

Poly: Jeu interfacettaire 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	3.29E-03	5.55E-02	-7.42E-04	-1.26E-04	-9.05E-06	3.69E-03
2	6.60E-03	0.11091	-1.48E-03	-2.56E-04	-1.86E-05	7.79E-03
3	9.93E-03	0.16635	-2.22E-03	-3.88E-04	-2.95E-05	1.16E-02
4	1.21E-02	0.22179	-2.96E-03	-5.19E-04	-4.09E-05	1.55E-02
5	1.46E-02	0.27721	-3.70E-03	-6.48E-04	-5.30E-05	1.94E-02
6	1.70E-02	0.33263	-4.44E-03	-7.79E-04	-6.60E-05	2.32E-02
7	1.92E-02	0.38804	-5.23E-03	-9.11E-04	-7.91E-05	2.71E-02
8	2.12E-02	0.44344	-5.98E-03	-1.04E-03	-9.42E-05	3.10E-02
9	2.30E-02	0.49882	-6.73E-03	-1.18E-03	-1.09E-04	3.48E-02
10	2.46E-02	0.5542	-7.48E-03	-1.31E-03	-1.26E-04	3.87E-02

Torsion

Poly: Jeu interfacettaire 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	2.54E-05	-2.24E-03	-1.65E-03	2.41E-03	3.74E-05	-1.28E-04
2	4.82E-05	-4.45E-03	-3.32E-03	4.83E-03	7.53E-05	-2.54E-04
3	6.85E-05	-6.64E-03	-5.00E-03	7.24E-03	1.14E-04	-3.79E-04
4	8.64E-05	-8.81E-03	-6.69E-03	9.66E-03	1.52E-04	-5.02E-04
5	1.02E-04	-1.10E-02	-8.39E-03	1.21E-02	1.91E-04	-6.23E-04
6	1.14E-04	-1.31E-02	-1.01E-02	1.45E-02	2.29E-04	-7.22E-04
7	1.25E-04	-1.52E-02	-1.18E-02	1.69E-02	2.71E-04	-8.02E-04
8	1.33E-04	-1.73E-02	-1.36E-02	1.93E-02	3.11E-04	-8.78E-04
9	1.38E-04	-1.93E-02	-1.53E-02	2.17E-02	3.52E-04	-9.09E-03
10	1.41E-04	-2.14E-02	-1.70E-02	2.41E-02	3.93E-04	-1.21E-03

Poly: Jeu interfacettaire 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	2.54E-05	-2.24E-03	-1.65E-03	2.41E-03	3.74E-05	-1.28E-04
2	4.82E-05	-4.45E-03	-3.32E-03	4.83E-03	7.53E-05	-2.54E-04
3	6.85E-05	-6.64E-03	-5.00E-03	7.24E-03	1.14E-04	-3.79E-04
4	8.64E-05	-8.81E-03	-6.69E-03	9.66E-03	1.52E-04	-5.02E-04
5	1.02E-04	-1.10E-02	-8.39E-03	1.21E-02	1.91E-04	-6.23E-04
6	1.14E-04	-1.31E-02	-1.01E-02	1.45E-02	2.29E-04	-7.22E-04
7	1.25E-04	-1.52E-02	-1.18E-02	1.69E-02	2.71E-04	-8.02E-04
8	1.33E-04	-1.73E-02	-1.36E-02	1.93E-02	3.11E-04	-8.78E-04
9	1.38E-04	-1.93E-02	-1.53E-02	2.17E-02	3.52E-04	-9.09E-03
10	1.41E-04	-2.14E-02	-1.70E-02	2.41E-02	3.93E-04	-1.21E-03

Inflexion Latérale

Poly: Jeu interfacettaire 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-7.86E-04	2.19E-04	5.27E-02	-3.80E-03	8.71E-06	
2	-1.74E-03	4.41E-04	0.10531	-7.44E-05	-7.59E-03	1.75E-05
3	-2.87E-03	6.66E-04	0.15796	-1.12E-04	-1.14E-02	2.63E-05
4	-4.16E-03	8.93E-04	0.2106	-1.49E-04	-1.52E-02	3.52E-05
5	-5.63E-03	1.12E-03	0.26324	-1.86E-04	-1.90E-02	4.42E-05
6	-7.26E-03	1.36E-03	0.31588	-2.23E-04	-2.28E-02	5.32E-05
7	-9.07E-03	1.59E-03	0.36852	-2.61E-04	-2.66E-02	6.22E-05
8	-1.10E-02	1.83E-03	0.42114	-2.98E-04	-3.04E-02	7.14E-05
9	-1.32E-02	2.07E-03	0.47377	-3.36E-04	-3.42E-02	8.05E-05
10	-1.55E-02	2.32E-03	0.52638	-3.73E-04	-3.80E-02	8.98E-05

Poly: Jeu interfacettaire 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-7.86E-04	2.19E-04	5.27E-02	-3.80E-03	8.71E-06	
2	-1.74E-03	4.41E-04	0.10531	-7.44E-05	-7.59E-03	1.75E-05
3	-2.87E-03	6.66E-04	0.15796	-1.12E-04	-1.14E-02	2.63E-05
4	-4.16E-03	8.93E-04	0.2106	-1.49E-04	-1.52E-02	3.52E-05
5	-5.63E-03	1.12E-03	0.26324	-1.86E-04	-1.90E-02	4.42E-05
6	-7.26E-03	1.36E-03	0.31588	-2.23E-04	-2.28E-02	5.32E-05
7	-9.07E-03	1.59E-03	0.36852	-2.61E-04	-2.66E-02	6.22E-05
8	-1.10E-02	1.83E-03	0.42114	-2.98E-04	-3.04E-02	7.14E-05
9	-1.32E-02	2.07E-03	0.47377	-3.36E-04	-3.42E-02	8.05E-05
10	-1.55E-02	2.32E-03	0.52638	-3.73E-04	-3.80E-02	8.98E-05

Fx

Poly: Jeu interfacettaire 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	4.54E-05	-2.23E-03	1.11E-05	2.25E-05	2.18E-07	-5.55E-05
2	8.98E-05	-4.46E-03	2.23E-05	4.49E-05	4.35E-07	-1.11E-04
3	1.33E-04	-6.69E-03	3.34E-05	6.74E-05	6.53E-07	-1.66E-04
4	1.76E-04	-8.92E-03	4.45E-05	8.98E-05	8.70E-07	-2.22E-04
5	2.17E-04	-1.12E-02	5.56E-05	1.12E-04	1.08E-06	-2.77E-04
6	2.58E-04	-1.34E-02	6.67E-05	1.35E-04	1.30E-06	-3.33E-04
7	2.97E-04	-1.56E-02	7.78E-05	1.57E-04	1.52E-06	-3.88E-04
8	3.36E-04	-1.78E-02	8.89E-05	1.80E-04	1.74E-06	-4.44E-04
9	3.74E-04	-2.01E-02	1.00E-04	2.02E-04	1.95E-06	-4.99E-04
10	4.11E-04	-2.23E-02	1.11E-04	2.25E-04	2.17E-06	-5.55E-04

Poly: Jeu interfacettaire 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	4.54E-05	-2.23E-03	1.11E-05	2.25E-05	2.18E-07	-5.55E-05
2	8.98E-05	-4.46E-03	2.23E-05	4.49E-05	4.35E-07	-1.11E-04
3	1.33E-04	-6.69E-03	3.34E-05	6.74E-05	6.53E-07	-1.66E-04
4	1.76E-04	-8.92E-03	4.45E-05	8.98E-05	8.70E-07	-2.22E-04
5	2.17E-04	-1.12E-02	5.56E-05	1.12E-04	1.08E-06	-2.77E-04
6	2.58E-04	-1.34E-02	6.67E-05	1.35E-04	1.30E-06	-3.33E-04
7	2.97E-04	-1.56E-02	7.78E-05	1.57E-04	1.52E-06	-3.88E-04
8	3.36E-04	-1.78E-02	8.89E-05	1.80E-04	1.74E-06	-4.44E-04
9	3.74E-04	-2.01E-02	1.00E-04	2.02E-04	1.95E-06	-4.99E-04
10	4.11E-04	-2.23E-02	1.11E-04	2.25E-04	2.17E-06	-5.55E-04

Fy

Poly: Jeu interfacettaire 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	5.11E-05	1.11E-05	-2.16E-03	1.65E-05	5.27E-05	7.43E-07
2	1.02E-04	2.23E-05	-4.32E-03	3.30E-05	1.05E-04	1.49E-06
3	1.53E-04	3.34E-05	-6.47E-03	4.94E-05	1.58E-04	2.23E-06
4	2.04E-04	4.46E-05	-8.63E-03	6.59E-05	2.11E-04	2.97E-06
5	2.54E-04	5.57E-05	-1.08E-02	8.24E-05	2.63E-04	3.72E-06
6	3.05E-04	6.69E-05	-1.29E-02	9.89E-05	3.16E-04	4.46E-06
7	3.56E-04	7.80E-05	-1.51E-02	1.15E-05	3.69E-04	5.21E-06
8	4.06E-04	8.92E-05	-1.73E-02	1.32E-05	4.21E-04	5.95E-06
9	4.56E-04	1.00E-04	-1.94E-02	1.48E-05	4.74E-04	6.70E-06
10	5.07E-04	1.12E-04	-2.16E-02	1.65E-05	5.27E-04	7.44E-06

Poly: Jeu interfacettaire 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	5.11E-05	1.11E-05	-2.16E-03	1.65E-05	5.27E-05	7.43E-07
2	1.02E-04	2.23E-05	-4.32E-03	3.30E-05	1.05E-04	1.49E-06
3	1.53E-04	3.34E-05	-6.47E-03	4.94E-05	1.58E-04	2.23E-06
4	2.04E-04	4.46E-05	-8.63E-03	6.59E-05	2.11E-04	2.97E-06
5	2.54E-04	5.57E-05	-1.08E-02	8.24E-05	2.63E-04	3.72E-06
6	3.05E-04	6.69E-05	-1.29E-02	9.89E-05	3.16E-04	4.46E-06
7	3.56E-04	7.80E-05	-1.51E-02	1.15E-05	3.69E-04	5.21E-06
8	4.06E-04	8.92E-05	-1.73E-02	1.32E-05	4.21E-04	5.95E-06
9	4.56E-04	1.00E-04	-1.94E-02	1.48E-05	4.74E-04	6.70E-06
10	5.07E-04	1.12E-04	-2.16E-02	1.65E-05	5.27E-04	7.44E-06

Fz

Poly: Jeu interfacettaire 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	4.34E-04	-4.59E-06	-5.11E-04	2.09E-06	7.01E-07	3.39E-06
2	8.69E-04	-9.19E-06	-1.02E-04	5.33E-06	1.40E-06	6.77E-06
3	1.30E-03	-1.38E-05	-1.53E-04	8.00E-06	2.10E-06	1.02E-05
4	1.74E-03	-1.84E-05	-2.04E-04	1.07E-07	2.80E-06	1.35E-05
5	2.17E-03	-2.30E-05	-2.55E-04	1.33E-07	3.50E-06	1.69E-05
6	2.61E-03	-2.77E-05	-3.07E-04	1.60E-07	4.20E-06	2.03E-05
7	3.04E-03	-3.23E-05	-3.58E-04	1.87E-07	4.90E-06	2.37E-05
8	3.47E-03	-3.69E-05	-4.09E-04	2.13E-07	5.60E-06	2.71E-05
9	3.91E-03	-4.16E-05	-4.60E-04	2.40E-07	6.30E-06	3.05E-05
10	4.34E-03	-4.62E-05	-5.11E-04	2.67E-07	7.00E-06	3.38E-05

Poly: Jeu interfacettaire 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	4.34E-04	-4.59E-06	-5.11E-04	2.09E-06	7.01E-07	3.39E-06
2	8.69E-04	-9.19E-06	-1.02E-04	5.33E-06	1.40E-06	6.77E-06
3	1.30E-03	-1.38E-05	-1.53E-04	8.00E-06	2.10E-06	1.02E-05
4	1.74E-03	-1.84E-05	-2.04E-04	1.07E-07	2.80E-06	1.35E-05
5	2.17E-03	-2.30E-05	-2.55E-04	1.33E-07	3.50E-06	1.69E-05
6	2.61E-03	-2.77E-05	-3.07E-04	1.60E-07	4.20E-06	2.03E-05
7	3.04E-03	-3.23E-05	-3.58E-04	1.87E-07	4.90E-06	2.37E-05
8	3.47E-03	-3.69E-05	-4.09E-04	2.13E-07	5.60E-06	2.71E-05
9	3.91E-03	-4.16E-05	-4.60E-04	2.40E-07	6.30E-06	3.05E-05
10	4.34E-03	-4.62E-05	-5.11E-04	2.67E-07	7.00E-06	3.38E-05

L2-L3

Flexion

UVM: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	1.92E-03	-5.55E-02	-1.11E-04	-1.05E-06	6.70E-06	-3.41E-03
2	3.54E-03	-0.11099	-2.22E-04	-6.07E-06	1.34E-05	-6.81E-03
3	5.17E-03	-0.16649	-3.33E-04	-9.07E-06	2.01E-05	-1.02E-02
4	6.70E-03	-0.22199	-4.44E-04	-1.21E-05	2.69E-05	-1.36E-02
5	8.14E-03	-0.2775	-5.55E-04	-1.50E-05	3.36E-05	-1.70E-02
6	9.49E-03	-0.33301	-6.66E-04	-1.79E-05	4.04E-05	-2.04E-02
7	1.07E-02	-0.38852	-7.77E-04	-2.09E-05	4.71E-05	-2.38E-02
8	1.19E-02	-0.44403	-8.88E-04	-2.36E-05	5.39E-05	-2.73E-02
9	1.30E-02	-0.49954	-1.00E-03	-2.66E-05	6.07E-05	-3.07E-02
10	1.39E-02	-0.55506	-1.11E-03	-2.95E-05	6.75E-05	-3.41E-02

UVM: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-0.1208	-4.91E-02	7.25E-04	-2.47E-05	4.73E-08	-4.12E-03
2	-0.24164	-9.77E-02	1.45E-03	-4.96E-05	2.77E-07	-8.23E-03
3	-0.3625	-0.14582	2.17E-03	-7.42E-05	5.68E-07	-1.24E-02
4	-0.4834	-0.19344	2.89E-03	-9.89E-05	9.50E-07	-1.65E-02
5	-0.60433	-0.24057	3.61E-03	-1.24E-04	1.45E-06	-2.06E-02
6	-0.72529	-0.28721	4.33E-03	-1.48E-04	2.05E-06	-2.47E-02
7	-0.84627	-0.33335	5.05E-03	-1.73E-04	2.75E-06	-2.88E-02
8	-0.96729	-0.379	5.77E-03	-1.98E-04	3.54E-06	-3.29E-02
9	-1.0883	-0.42415	6.49E-03	-2.23E-04	4.44E-06	-3.71E-02
10	-1.2094	-0.46882	7.20E-03	-2.47E-04	5.44E-06	-4.12E-02

Extension

UVM: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-1.91E-03	5.55E-02	1.11E-04	3.07E-06	-6.69E-06	3.41E-03
2	-3.92E-03	0.11098	2.21E-04	6.15E-06	-1.34E-05	6.81E-03
3	-6.02E-03	0.16646	3.32E-04	9.26E-06	-2.00E-05	1.02E-02
4	-8.22E-03	0.22194	4.42E-04	1.24E-05	-2.67E-05	1.36E-02
5	-1.05E-02	0.27742	5.53E-04	1.56E-05	-3.33E-05	1.70E-02
6	-1.29E-02	0.33289	6.63E-04	1.87E-05	-4.00E-05	2.04E-02
7	-1.54E-02	0.38836	7.73E-04	2.19E-05	-4.66E-05	2.38E-02
8	-1.79E-02	0.44383	8.83E-04	2.51E-05	-5.32E-05	2.73E-02
9	-2.06E-02	0.49929	9.93E-04	2.84E-05	-5.98E-05	3.07E-02
10	-2.34E-02	0.55474	1.10E-03	3.16E-05	-6.64E-05	3.41E-02

UVM: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	0.12078	4.96E-02	-7.26E-04	2.47E-05	7.36E-08	4.12E-03
2	0.24149	9.97E-02	-1.45E-03	4.95E-05	1.26E-07	8.23E-03
3	0.36217	0.15027	-2.18E-03	7.42E-05	3.45E-07	1.24E-02
4	0.48291	0.20135	-2.91E-03	9.89E-05	6.53E-07	1.65E-02
5	0.6034	0.25293	-3.64E-03	1.24E-04	1.06E-06	2.06E-02
6	0.72395	0.305	-4.37E-03	1.48E-04	1.60E-06	2.47E-02
7	0.84445	0.35758	-5.10E-03	1.73E-04	2.23E-06	2.88E-02
8	0.9649	0.41063	-5.83E-03	1.98E-04	2.95E-06	3.29E-02
9	1.0853	0.46419	-6.57E-03	2.23E-04	3.77E-06	3.71E-02
10	1.2056	0.51824	-7.30E-03	2.47E-04	4.70E-06	4.12E-02

Torsion

UVM: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-1.35E-07	7.71E-04	1.87E-03	3.20E-03	-6.86E-06	3.06E-06
2	-2.75E-07	1.54E-03	3.73E-03	6.40E-03	-1.37E-05	6.15E-06
3	-4.23E-07	2.32E-03	5.59E-03	9.61E-03	-2.05E-05	9.26E-06
4	-5.79E-07	3.10E-03	7.45E-03	1.28E-02	-2.74E-05	1.24E-05
5	-7.42E-07	3.89E-03	9.31E-03	1.60E-02	-3.42E-05	1.55E-05
6	-9.13E-07	4.67E-03	1.12E-02	1.92E-02	-4.10E-05	1.87E-05
7	-1.09E-06	5.47E-03	1.30E-02	2.24E-02	-4.78E-05	2.19E-05
8	-1.28E-06	6.26E-03	1.49E-02	2.56E-02	-5.46E-05	2.51E-05
9	-1.47E-06	7.06E-03	1.67E-02	2.88E-02	-6.13E-05	2.84E-05
10	-1.67E-06	7.86E-03	1.86E-02	3.20E-02	-6.81E-05	3.17E-05

UVM: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	7.23E-04	2.07E-03	-0.11352	3.87E-03	4.38E-06	2.47E-05
2	1.45E-03	3.70E-03	-0.22704	7.74E-03	3.87E-06	4.94E-05
3	2.17E-03	4.89E-03	-0.34055	1.16E-02	1.35E-06	7.41E-05
4	2.89E-03	5.65E-03	-0.45405	1.55E-02	1.81E-05	9.88E-05
5	3.62E-03	5.97E-03	-0.56753	1.93E-02	2.25E-05	1.23E-04
6	4.34E-03	5.86E-03	-0.681	2.32E-02	2.76E-05	1.48E-04
7	5.06E-03	5.31E-03	-0.79446	2.71E-02	3.29E-05	1.73E-04
8	5.78E-03	4.32E-03	-0.90791	3.09E-02	3.79E-05	1.97E-04
9	6.51E-03	2.90E-03	-1.0213	3.48E-02	4.31E-05	2.22E-04
10	7.23E-03	1.04E-03	-1.1347	3.87E-02	4.84E-05	2.46E-04

Inflexion Latérale

UVM: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	7.14E-04	1.11E-04	5.54E-02	6.85E-06	-3.40E-03	6.71E-06
2	1.33E-03	2.22E-04	0.11086	1.37E-05	-6.81E-03	1.34E-05
3	1.86E-03	3.33E-04	0.16629	2.05E-05	-1.02E-02	2.02E-05
4	2.29E-03	4.44E-04	0.22173	2.73E-05	-1.36E-02	2.70E-05
5	2.63E-03	5.55E-04	0.27716	3.40E-05	-1.70E-02	3.38E-05
6	2.87E-03	6.67E-04	0.3326	4.08E-05	-2.04E-02	4.08E-05
7	3.02E-03	7.79E-04	0.38803	4.75E-05	-2.38E-02	4.74E-05
8	3.07E-03	8.91E-04	0.44347	5.42E-05	-2.72E-02	5.43E-05
9	3.03E-03	1.00E-03	0.4989	6.09E-05	-3.06E-02	6.12E-05
10	2.89E-03	1.12E-03	0.55434	6.75E-05	-3.40E-02	6.81E-05

UVM: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	2.09E-03	-1.88E-06	4.93E-02	-4.33E-06	-4.10E-03	2.52E-08
2	4.15E-03	-3.92E-06	9.86E-02	-8.66E-06	-8.20E-03	3.46E-08
3	6.16E-03	-6.15E-06	0.14783	-1.30E-05	-1.23E-02	3.12E-08
4	8.14E-03	-8.55E-06	0.19709	-1.73E-05	-1.64E-02	5.87E-09
5	1.01E-02	-1.11E-05	0.24635	-2.17E-05	-2.05E-02	-3.73E-08
6	1.20E-02	-1.39E-05	0.2956	-2.60E-05	-2.46E-02	-9.82E-08
7	1.38E-02	-1.68E-05	0.34484	-3.03E-05	-2.87E-02	-1.77E-07
8	1.57E-02	-1.99E-05	0.39408	-3.47E-05	-3.28E-02	-2.74E-07
9	1.75E-02	-2.32E-05	0.44331	-3.90E-05	-3.69E-02	-3.88E-07
10	1.92E-02	-2.66E-05	0.49254	-4.33E-05	-4.10E-02	-5.20E-07

Fx

UVM: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	1.67E-04	-5.36E-03	2.03E-04	-7.69E-07	1.11E-07	-5.56E-05
2	3.34E-04	-1.07E-02	4.06E-04	-1.54E-06	2.21E-07	-1.11E-04
3	5.01E-04	-1.61E-02	6.09E-04	-2.31E-06	3.32E-07	-1.66E-04
4	6.68E-04	-2.15E-02	8.12E-04	-3.08E-06	4.42E-07	-2.22E-04
5	8.34E-04	-2.68E-02	1.02E-03	-3.85E-06	5.53E-07	-2.77E-04
6	1.00E-03	-3.22E-02	1.22E-03	-4.62E-06	6.64E-07	-3.33E-04
7	1.17E-03	-3.76E-02	1.42E-03	-5.38E-06	7.74E-07	-3.88E-04
8	1.33E-03	-4.29E-02	1.63E-03	-6.15E-06	8.85E-07	-4.44E-04
9	1.50E-03	-4.83E-02	1.83E-03	-6.92E-06	9.95E-07	-4.99E-04
10	1.66E-03	-5.36E-02	2.03E-03	-7.69E-06	1.11E-06	-5.55E-04

UVM: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-1.54E-03	-5.98E-03	6.39E-05	-2.29E-06	-1.78E-09	-4.93E-05
2	-3.07E-03	-1.19E-02	1.28E-04	-4.57E-06	-3.56E-09	-9.87E-05
3	-4.61E-03	-1.79E-02	1.92E-04	-6.85E-06	-5.32E-09	-1.48E-04
4	-6.14E-03	-2.38E-02	2.56E-04	-9.14E-06	-7.08E-09	-1.97E-04
5	-7.68E-03	-2.98E-02	3.20E-04	-1.14E-05	-8.83E-09	-2.47E-04
6	-9.21E-03	-3.58E-02	3.83E-04	-1.37E-05	-1.06E-08	-2.96E-04
7	-1.07E-02	-4.17E-02	4.47E-04	-1.60E-05	-1.23E-08	-3.45E-04
8	-1.23E-02	-4.77E-02	5.11E-04	-1.83E-05	-1.40E-08	-3.94E-04
9	-1.38E-02	-5.38E-02	5.75E-04	-2.05E-05	-1.57E-08	-4.44E-04
10	-1.54E-02	-5.98E-02	6.39E-04	-2.28E-05	-1.74E-08	-4.93E-04

Fy

UVM: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-7.61E-05	2.03E-04	-5.49E-03	-1.87E-06	5.54E-05	-1.11E-07
2	-1.52E-04	4.06E-04	-1.10E-02	-3.73E-06	1.11E-04	-2.21E-07
3	-2.29E-04	6.09E-04	-1.65E-02	-5.60E-06	1.66E-04	-3.32E-07
4	-3.06E-04	8.12E-04	-2.19E-02	-7.46E-06	2.22E-04	-4.43E-07
5	-3.82E-04	1.02E-03	-2.74E-02	-9.33E-06	2.77E-04	-5.54E-07
6	-4.60E-04	1.22E-03	-3.29E-02	-1.12E-05	3.33E-04	-6.64E-07
7	-5.38E-04	1.42E-03	-3.84E-02	-1.31E-05	3.88E-04	-7.75E-07
8	-6.15E-04	1.62E-03	-4.39E-02	-1.49E-05	4.43E-04	-8.86E-07
9	-6.94E-04	1.83E-03	-4.94E-02	-1.68E-05	4.99E-04	-9.97E-07
10	-7.72E-04	2.03E-03	-5.49E-02	-1.87E-05	5.54E-04	-1.11E-06

UVM: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-5.22E-04	6.41E-05	-9.78E-03	1.14E-04	4.93E-05	7.25E-07
2	-1.04E-03	1.29E-04	-1.96E-02	2.27E-04	9.86E-05	1.45E-06
3	-1.57E-03	1.94E-04	-2.93E-02	3.41E-04	1.48E-04	2.18E-06
4	-2.09E-03	2.59E-04	-3.90E-02	4.54E-04	1.97E-04	2.90E-06
5	-2.62E-03	3.25E-04	-4.88E-02	5.68E-04	2.46E-04	3.63E-06
6	-3.14E-03	3.91E-04	-5.85E-02	6.81E-04	2.96E-04	4.36E-06
7	-3.66E-03	4.58E-04	-6.83E-02	7.95E-04	3.45E-04	5.09E-06
8	-4.19E-03	5.25E-04	-7.81E-02	9.08E-04	3.94E-04	5.81E-06
9	-4.71E-03	5.93E-04	-8.78E-02	1.02E-03	4.44E-04	6.54E-06
10	-5.24E-03	6.61E-04	-9.76E-02	1.14E-03	4.93E-04	7.27E-06

Fz

UVM: Offset 0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	4.79E-04	-1.67E-04	7.60E-05	-1.33E-10	-7.61E-07	-1.87E-06
2	9.58E-04	-3.35E-04	1.52E-04	-2.66E-10	-1.52E-06	-3.73E-06
3	1.44E-03	-5.02E-04	2.28E-04	-3.99E-10	-2.28E-06	-5.59E-06
4	1.92E-03	-6.69E-04	3.04E-04	-5.33E-10	-3.04E-06	-7.46E-06
5	2.39E-03	-8.37E-04	3.80E-04	-6.66E-10	-3.80E-06	-9.32E-06
6	2.87E-03	-1.00E-03	4.56E-04	-7.99E-10	-4.56E-06	-1.12E-05
7	3.35E-03	-1.17E-03	5.32E-04	-9.32E-10	-5.33E-06	-1.31E-05
8	3.83E-03	-1.34E-03	6.08E-04	-1.07E-09	-6.09E-06	-1.49E-05
9	4.31E-03	-1.51E-03	6.84E-04	-1.20E-09	-6.85E-06	-1.68E-05
10	4.79E-03	-1.67E-03	7.60E-04	-1.33E-09	-7.61E-06	-1.86E-05

UVM: Offset 30mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	4.17E-03	1.54E-03	5.22E-04	7.24E-07	-2.11E-06	1.21E-04
2	8.33E-03	3.07E-03	1.04E-03	1.45E-06	-4.22E-06	2.42E-04
3	1.25E-02	4.61E-03	1.57E-03	2.17E-06	-6.33E-06	3.62E-04
4	1.67E-02	6.14E-03	2.09E-03	2.89E-06	-8.44E-06	4.83E-04
5	2.08E-02	7.68E-03	2.61E-03	3.62E-06	-1.06E-05	6.04E-04
6	2.50E-02	9.21E-03	3.13E-03	4.34E-06	-1.27E-05	7.25E-04
7	2.92E-02	1.07E-02	3.65E-03	5.06E-06	-1.48E-05	8.45E-04
8	3.33E-02	1.23E-02	4.18E-03	5.79E-06	-1.69E-05	9.66E-04
9	3.75E-02	1.38E-02	4.70E-03	6.51E-06	-1.90E-05	1.09E-03
10	4.17E-02	1.54E-02	5.22E-03	7.23E-06	-2.11E-05	1.21E-03

L2-L3

Flexion

Poly: Jeu interfacettare 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-2.58E-03	-9.19E-02	4.05E-03	2.37E-04	-5.66E-05	-5.96E-03
2	-4.65E-03	-0.18372	8.06E-03	6.64E-04	-1.15E-04	-1.20E-02
3	-6.19E-03	-0.27553	1.21E-02	9.94E-04	-1.74E-04	-1.80E-02
4	-1.33E-02	-0.36731	1.61E-02	3.16E-04	-2.35E-04	-2.39E-02
5	-1.77E-02	-0.45906	2.01E-02	1.13E-03	-2.97E-04	-2.99E-02
6	-2.27E-02	-0.55077	2.40E-02	1.34E-03	-3.60E-04	-3.59E-02
7	-2.82E-02	-0.64245	2.80E-02	1.55E-03	-4.24E-04	-4.19E-02
8	-3.41E-02	-0.73409	3.19E-02	1.75E-03	-4.90E-04	-4.79E-02
9	-4.05E-02	-0.82568	3.58E-02	1.95E-03	-5.57E-04	-5.38E-02
10	-4.74E-02	-0.91724	3.97E-02	2.15E-03	-6.25E-04	-5.98E-02

Poly: Jeu interfacettare 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-2.58E-03	-9.19E-02	4.05E-03	2.37E-04	-5.66E-05	-5.96E-03
2	-4.65E-03	-0.18372	8.06E-03	6.64E-04	-1.15E-04	-1.20E-02
3	-6.19E-03	-0.27553	1.21E-02	9.94E-04	-1.74E-04	-1.80E-02
4	-1.33E-02	-0.36731	1.61E-02	3.16E-04	-2.35E-04	-2.39E-02
5	-1.77E-02	-0.45906	2.01E-02	1.13E-03	-2.97E-04	-2.99E-02
6	-2.27E-02	-0.55077	2.40E-02	1.34E-03	-3.60E-04	-3.59E-02
7	-2.82E-02	-0.64245	2.80E-02	1.55E-03	-4.24E-04	-4.19E-02
8	-3.41E-02	-0.73409	3.19E-02	1.75E-03	-4.90E-04	-4.79E-02
9	-4.05E-02	-0.82568	3.58E-02	1.95E-03	-5.57E-04	-5.38E-02
10	-4.74E-02	-0.91724	3.97E-02	2.15E-03	-6.25E-04	-5.98E-02

Extension

Poly: Jeu interfacettare 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	2.70E-03	9.19E-02	-4.07E-03	-2.42E-04	5.52E-05	5.98E-03
2	3.72E-03	0.18382	-8.17E-03	-4.90E-04	1.09E-04	1.20E-02
3	4.99E-03	0.27577	-1.23E-02	-7.44E-04	1.61E-04	1.80E-02
4	5.53E-03	0.36774	-1.64E-02	2.12E-04	2.40E-04	2.40E-02
5	5.69E-03	0.45973	-2.06E-02	-1.27E-03	2.80E-04	3.00E-02
6	5.38E-03	0.55198	-2.48E-02	-6.42E-04	3.94E-04	3.59E-02
7	4.59E-03	0.64376	-2.90E-02	7.85E-04	4.11E-04	4.19E-02
8	3.31E-03	0.73579	-3.33E-02	1.08E-03	4.88E-02	4.79E-02
9	1.55E-03	0.82784	-3.76E-02	1.38E-03	5.21E-02	5.40E-02
10	-7.01E-04	0.91989	-4.19E-02	1.69E-03	5.75E-02	6.00E-02

Poly: Jeu interfacettare 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	2.70E-03	9.19E-02	-4.07E-03	-2.42E-04	5.52E-05	5.98E-03
2	3.72E-03	0.18382	-8.17E-03	-4.90E-04	1.09E-04	1.20E-02
3	4.99E-03	0.27577	-1.23E-02	-7.44E-04	1.61E-04	1.80E-02
4	5.53E-03	0.36774	-1.64E-02	-1.00E-03	2.12E-04	2.40E-02
5	5.69E-03	0.45973	-2.06E-02	-1.27E-03	2.80E-04	3.00E-02
6	5.38E-03	0.55174	-2.48E-02	-1.54E-03	3.68E-04	3.60E-02
7	4.59E-03	0.64376	-2.90E-02	-1.80E-03	4.53E-04	4.20E-02
8	3.31E-03	0.73579	-3.33E-02	-2.11E-03	3.97E-04	4.80E-02
9	1.55E-03	0.82784	-3.76E-02	-2.41E-03	4.38E-04	5.40E-02
10	-7.01E-04	0.91989	-4.19E-02	-2.71E-03	4.78E-04	6.00E-02

Torsion

Poly: Jeu interfacettare 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	1.42E-03	-7.30E-03	-6.03E-03	7.71E-03	2.84E-04	-2.29E-04
2	2.81E-03	-8.60E-03	-1.22E-02	1.35E-02	7.90E-05	-3.29E-04
3	3.63E-03	-3.34E-03	-1.10E-02	1.71E-02	-6.13E-04	-2.89E-04
4	4.78E-03	4.67E-03	-6.90E-02	2.05E-02	-1.05E-03	-1.12E-04
5	5.97E-03	1.25E-02	-9.70E-02	2.40E-02	-1.50E-03	5.55E-05
6	7.20E-03	2.04E-02	-0.12564	2.74E-02	-1.94E-03	2.15E-04
7	8.46E-03	2.62E-02	-0.15312	3.09E-02	-2.38E-03	3.66E-04
8	9.72E-03	3.16E-02	-0.18122	3.43E-02	-2.82E-03	5.02E-04
9	1.09E-02	3.94E-02	-0.20926	3.77E-02	-3.22E-03	5.21E-04
10	1.12E-02	6.45E-02	-0.23731	4.10E-02	-3.53E-03	5.32E-04

Poly: Jeu interfacettare 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	1.42E-03	-7.30E-03	-6.03E-03	7.71E-03	2.84E-04	-2.29E-04
2	2.78E-03	-1.43E-02	-1.21E-02	1.54E-02	5.66E-04	-4.98E-04
3	4.06E-03	-2.06E-02	-1.83E-02	2.31E-02	8.46E-04	-6.27E-04
4	5.35E-03	-2.73E-02	-2.44E-02	3.02E-02	1.13E-03	-7.97E-04
5	6.55E-03	-3.32E-02	-3.06E-02	3.88E-02	1.40E-03	-9.66E-04
6	7.69E-03	-3.89E-02	-3.68E-02	4.63E-02	1.63E-03	-1.04E-03
7	8.70E-03	-3.42E-02	-4.75E-02	5.01E-02	1.98E-04	-1.06E-03
8	9.86E-03	-2.94E-02	-7.87E-02	5.38E-02	2.78E-04	-1.05E-03
9	1.10E-02	-2.47E-02	-9.98E-02	5.75E-02	4.40E-04	-1.04E-03
10	1.22E-02	-2.00E-02	-0.1211	6.11E-02	1.16E-03	-1.04E-03

Inflexion Latérale

Poly: Jeu interfacettare 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-2.91E-03	-5.62E-05	7.47E-02	-2.86E-04	-5.03E-03	-5.65E-05
2	-5.14E-03	-1.15E-04	0.16949	-5.74E-04	-1.01E-02	-1.14E-04
3	-6.69E-03	-1.75E-04	0.22424	-8.64E-04	-1.51E-02	-1.73E-04
4	-1.39E-02	-2.36E-04	0.29899	-1.16E-03	-2.01E-02	-2.33E-04
5	-1.77E-02	-2.97E-04	0.37374	-1.45E-03	-2.51E-02	-2.95E-04
6	-2.23E-02	-3.56E-04	0.44849	-1.75E-03	-3.02E-02	-3.57E-04
7	-2.71E-02	-4.15E-04	0.52324	-2.05E-03	-3.52E-02	-4.21E-04
8	-3.24E-02	-4.70E-04	0.59799	-2.36E-03	-4.02E-02	-4.86E-04
9	-3.81E-02	-5.51E-03	0.67274	-2.66E-03	-4.53E-02	-5.52E-04
10	-4.41E-02	-5.69E-04	0.74749	-2.97E-03	-5.03E-02	-6.20E-04

Poly: Jeu interfacettare 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-2.91E-03	-5.62E-05	7.47E-02	-2.86E-04	-5.03E-03	-5.65E-05
2	-5.14E-03	-1.15E-04	0.16949	-5.74E-04	-1.01E-02	-1.14E-04
3	-6.69E-03	-1.75E-04	0.22424	-8.64E-04	-1.51E-02	-1.73E-04
4	-1.39E-02	-2.36E-04	0.29899	-1.16E-03	-2.01E-02	-2.33E-04
5	-1.77E-02	-2.97E-04	0.37374	-1.45E-03	-2.51E-02	-2.95E-04
6	-2.23E-02	-3.56E-04	0.44849	-1.75E-03	-3.02E-02	-3.57E-04
7	-2.71E-02	-4.15E-04	0.52324	-2.05E-03	-3.52E-02	-4.21E-04
8	-3.24E-02	-4.70E-04	0.59799	-2.36E-03	-4.02E-02	-4.86E-04
9	-3.81E-02	-5.51E-03	0.67274	-2.66E-03	-4.53E-02	-5.52E-04
10	-4.41E-02	-5.69E-04	0.74749	-2.97E-03	-5.03E-02	-6.20E-04

Fx

Poly: Jeu interfacettare 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	1.38E-04	-3.80E-03	5.91E-05	7.46E-06	-5.52E-08	-9.19E-05
2	2.76E-04	-7.60E-03	1.18E-04	1.49E-05	-1.11E-07	-1.84E-04
3	4.14E-04	-1.14E-02	1.77E-04	2.24E-05	-1.66E-07	-2.76E-04
4	5.51E-04	-1.52E-02	2.36E-04	2.98E-05	-2.27E-07	-3.68E-04
5	6.88E-04	-1.90E-02	2.95E-04	3.73E-05	-2.86E-07	-4.59E-04
6	8.25E-04	-2.28E-02	3.54E-04	4.48E-05	-3.45E-07	-5.51E-04
7	9.61E-04	-2.66E-02	4.13E-04	5.22E-05	-4.07E-07	-6.43E-04
8	1.10E-03	-3.04E-02	4.72E-04	5.97E-05	-4.69E-07	-7.35E-04
9	1.23E-03	-3.42E-02	5.31E-04	6.71E-05	-5.32E-07	-8.27E-04
10	1.37E-03	-3.80E-02	5.90E-04	7.46E-05	-5.96E-07	-9.19E-04

Poly: Jeu interfacettare 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	1.38E-04	-3.80E-03	5.91E-05	7.46E-06	-5.52E-08	-9.19E-05
2	2.76E-04	-7.60E-03	1.18E-04	1.49E-05	-1.11E-07	-1.84E-04
3	4.14E-04	-1.14E-02	1.77E-04	2.24E-05	-1.66E-07	-2.76E-04
4	5.51E-04	-1.52E-02	2.36E-04	2.98E-05	-2.27E-07	-3.68E-04
5	6.88E-04	-1.90E-02	2.95E-04	3.73E-05	-2.86E-07	-4.59E-04
6	8.25E-04	-2.28E-02	3.54E-04	4.48E-05	-3.45E-07	-5.51E-04
7	9.61E-04	-2.66E-02	4.13E-04	5.22E-05	-4.07E-07	-6.43E-04
8	1.10E-03	-3.04E-02	4.72E-04	5.97E-05	-4.69E-07	-7.35E-04
9	1.23E-03	-3.42E-02	5.31E-04	6.71E-05	-5.32E-07	-8.27E-04
10	1.37E-03	-3.80E-02	5.90E-04	7.46E-05	-5.96E-07	-9.19E-04

Fy

Poly: Jeu interfacettare 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	2.13E-04	5.91E-05	-3.54E-03	6.00E-06	7.47E-05	4.06E-05
2	4.27E-04	1.18E-04	-7.08E-03	1.20E-05	1.49E-04	8.12E-06
3	6.40E-04	1.77E-04	-1.06E-02	1.80E-05	2.24E-04	1.22E-05
4	8.53E-04	2.36E-04	-1.42E-02	2.40E-05	2.98E-04	1.63E-05
5	1.07E-03	2.95E-04	-1.77E-02	3.00E-05	3.74E-04	2.03E-05
6	1.28E-03	3.55E-04	-2.12E-02	3.60E-05	4.48E-04	2.44E-05
7	1.49E-03	4.14E-04	-2.48E-02	4.20E-05	5.23E-04	2.84E-05
8	1.70E-03	4.73E-04	-2.83E-02	4.80E-05	5.98E-04	3.25E-05
9	1.91E-03	5.32E-04	-3.18E-02	5.40E-05	6.73E-04	3.66E-05
10	2.13E-03	5.91E-04	-3.54E-02	6.00E-05	7.47E-04	4.06E-05

Poly: Jeu interfacettare 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	2.13E-04	5.91E-05	-3.54E-03	6.00E-06	7.47E-05	4.06E-05
2	4.27E-04	1.18E-04	-7.08E-03	1.20E-05	1.49E-04	8.12E-06
3	6.40E-04	1.77E-04	-1.06E-02	1.80E-05	2.24E-04	1.22E-05
4	8.53E-04	2.36E-04	-1.42E-02	2.40E-05	2.98E-04	1.63E-05
5	1.07E-03	2.95E-04	-1.77E-02	3.00E-05	3.74E-04	2.03E-05
6	1.28E-03	3.55E-04	-2.12E-02	3.60E-05	4.48E-04	2.44E-05
7	1.49E-03	4.14E-04	-2.48E-02	4.20E-05	5.23E-04	2.84E-05
8	1.70E-03	4.73E-04	-2.83E-02	4.80E-05	5.98E-04	3.25E-05
9	1.91E-03	5.32E-04	-3.18E-02	5.40E-05	6.73E-04	3.66E-05
10	2.13E-03	5.91E-04	-3.54E-02	6.00E-05	7.47E-04	4.06E-05

Fz

Poly: Jeu interfacettare 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	7.77E-04	-1.38E-04	-2.14E-04	1.44E-06	2.75E-06	2.34E-06
2	1.55E-03	-2.76E-04	-4.27E-04	2.88E-06	5.50E-06	4.69E-06
3	2.33E-03	-4.15E-04	-6.41E-04	4.33E-06	8.25E-06	7.03E-06
4	3.11E-03	-5.53E-04	-8.54E-04	5.77E-06	1.10E-05	9.37E-06
5	3.88E-03	-6.91E-04	-1.07E-03	7.21E-06	1.38E-05	1.17E-05
6	4.66E-03	-8.30E-04	-1.28E-03	8.65E-06	1.65E-05	1.41E-05
7	5.44E-03	-9.68E-04	-1.49E-03	1.01E-05	1.92E-05	1.64E-05
8	6.21E-03	-1.11E-03	-1.71E-03	1.15E-05	2.20E-05	1.87E-05
9	6.99E-03	-1.24E-03	-1.92E-03	1.30E-05	2.47E-05	2.11E-05
10	7.77E-03	-1.38E-03	-2.13E-03	1.44E-05	2.75E-05	2.34E-05

Poly: Jeu interfacettare 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	7.77E-04	-1.38E-04	-2.14E-04	1.44E-06	2.75E-06	2.34E-06
2	1.55E-03	-2.76E-04	-4.27E-04	2.88E-06	5.50E-06	4.69E-06
3	2.33E-03	-4.15E-04	-6.41E-04	4.33E-06	8.25E-06	7.03E-06
4	3.11E-03	-5.53E-04	-8.54E-04	5.77E-06	1.10E-05	9.37E-06
5	3.88E-03	-6.91E-04	-1.07E-03	7.21E-06	1.38E-05	1.17E-05
6	4.66E-03	-8.30E-04	-1.28E-03	8.65E-06	1.65E-05	1.41E-05
7	5.44E-03	-9.68E-04	-1.49E-03	1.01E-05	1.92E-05	1.64E-05
8	6.21E-03	-1.11E-03	-1.71E-03	1.15E-05	2.20E-05	1.87E-05
9	6.99E-03	-1.24E-03	-1.92E-03	1.30E-05	2.47E-05	2.11E-05
10	7.77E-03	-1.38E-03	-2.13E-03	1.44E-05	2.75E-05	2.34E-05

L2-L5

Flexion

	UVM: Offset 0mm					
	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-2.55E-02	-0.61106	-2.15E-03	-1.58E-04	3.95E-05	-1.13E-02
2	-5.55E-02	-1.2221	-4.30E-03	-3.11E-04	8.06E-05	-2.25E-02
3	-9.00E-02	-1.833	-6.46E-03	-4.66E-04	1.24E-04	-3.38E-02
4	-0.12823	-2.4438	-8.63E-03	-6.30E-04	1.69E-04	-4.50E-02
5	-0.17222	-3.0544	-1.08E-02	-7.74E-04	2.15E-04	-5.63E-02
6	-0.22016	-3.6648	-1.30E-02	-9.27E-04	2.63E-04	-6.76E-02
7	-0.27247	-4.275	-1.52E-02	-1.08E-03	3.13E-04	-7.88E-02
8	-0.32923	-4.8849	-1.74E-02	-1.23E-03	3.65E-04	-9.01E-02
9	-0.39045	-5.4945	-1.96E-02	-1.39E-03	4.19E-04	-0.10134
10	-0.45612	-6.1038	-2.18E-02	-1.54E-03	4.74E-04	-0.1126

	UVM: Offset 30mm					
	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-0.38194	-0.5124	4.96E-03	-1.67E-04	2.01E-05	-1.12E-02
2	-0.78722	-1.0003	9.72E-03	-3.33E-04	4.21E-05	-2.24E-02
3	-1.1558	-1.5252	1.46E-02	-4.98E-04	6.60E-05	-3.36E-02
4	-1.5476	-2.0256	1.94E-02	-6.54E-04	9.17E-05	-4.48E-02
5	-1.9427	-2.5222	2.43E-02	-8.32E-04	1.19E-04	-5.60E-02
6	-2.3409	-3.0143	2.91E-02	-9.95E-04	1.49E-04	-6.72E-02
7	-2.7423	-3.5025	3.39E-02	-1.16E-03	1.80E-04	-7.84E-02
8	-3.1468	-3.9865	3.87E-02	-1.32E-03	2.13E-04	-8.96E-02
9	-3.5542	-4.4665	4.35E-02	-1.49E-03	2.49E-04	-0.10086
10	-3.9647	-4.9423	4.84E-02	-1.65E-03	2.85E-04	-0.11206

Extension

	UVM: Offset 0mm					
	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	2.11E-02	0.61108	2.14E-03	1.58E-04	-3.78E-05	1.13E-02
2	3.77E-02	1.2221	4.28E-03	3.13E-04	-7.38E-05	2.25E-02
3	4.99E-02	1.8332	6.41E-03	4.59E-04	-1.09E-04	3.38E-02
4	5.76E-02	2.4441	8.53E-03	6.27E-04	-1.41E-04	4.50E-02
5	6.08E-02	3.0549	1.06E-02	7.84E-04	-1.71E-04	5.63E-02
6	5.96E-02	3.6655	1.28E-02	9.42E-04	-2.00E-04	6.76E-02
7	5.39E-02	4.2759	1.49E-02	1.10E-03	-2.27E-04	7.88E-02
8	4.38E-02	4.8861	1.70E-02	1.26E-03	-2.53E-04	9.01E-02
9	2.92E-02	5.4961	1.90E-02	1.42E-03	-2.78E-04	0.10134
10	1.00E-02	6.1057	2.11E-02	1.58E-03	-2.98E-04	0.1126

	UVM: Offset 30mm					
	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	0.37855	0.51635	-4.87E-03	1.67E-04	-1.53E-05	1.12E-02
2	0.75367	1.0366	-9.75E-03	3.34E-04	-3.47E-05	2.24E-02
3	1.1253	1.5506	-1.46E-02	5.01E-04	-4.92E-05	3.36E-02
4	1.4934	2.0689	-1.95E-02	6.66E-04	-6.16E-05	4.48E-02
5	1.858	2.6208	-2.44E-02	8.35E-04	-7.36E-05	5.60E-02
6	2.219	3.1565	-2.93E-02	1.00E-03	-8.15E-05	6.72E-02
7	2.5763	3.6961	-3.42E-02	1.17E-03	-8.86E-05	7.84E-02
8	2.931	4.2394	-3.91E-02	1.34E-03	-9.38E-05	8.96E-02
9	3.29	4.7864	-4.41E-02	1.51E-03	-9.70E-05	0.10086
10	3.6391	5.3372	-4.90E-02	1.67E-03	-9.85E-05	0.11206

Torsion

	UVM: Offset 0mm					
	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-5.68E-04	6.79E-02	-3.06E-02	1.04E-02	1.08E-04	1.55E-04
2	-1.14E-03	0.1357	-6.17E-02	2.08E-02	2.18E-04	3.09E-04
3	-1.71E-03	0.20334	-9.31E-02	3.12E-02	3.30E-04	4.62E-04
4	-2.28E-03	0.27084	-0.12493	4.16E-02	4.44E-04	6.13E-04
5	-2.85E-03	0.33816	-0.15717	5.20E-02	5.59E-04	7.63E-04
6	-3.42E-03	0.40537	-0.18982	6.25E-02	6.76E-04	9.12E-04
7	-4.00E-03	0.4724	-0.22288	7.29E-02	7.95E-04	1.06E-03
8	-4.57E-03	0.53928	-0.25633	8.33E-02	9.15E-04	1.21E-03
9	-5.14E-03	0.60599	-0.29018	9.37E-02	1.04E-03	1.35E-03
10	-5.72E-03	0.67254	-0.32443	0.10409	1.16E-03	1.49E-03

	UVM: Offset 30mm					
	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	5.31E-03	7.00E-02	-0.3565	1.04E-02	9.88E-05	1.66E-04
2	1.06E-02	0.13828	-0.71337	2.07E-02	1.99E-04	3.31E-04
3	1.59E-02	0.20225	-1.0706	3.11E-02	3.02E-04	4.95E-04
4	2.12E-02	0.26276	-1.4281	4.14E-02	4.06E-04	6.57E-04
5	2.65E-02	0.31981	-1.786	5.18E-02	5.12E-04	8.19E-04
6	3.18E-02	0.37341	-2.144	6.22E-02	6.20E-04	9.79E-04
7	3.71E-02	0.42356	-2.5023	7.25E-02	7.30E-04	1.14E-03
8	4.24E-02	0.47024	-2.8607	8.29E-02	8.42E-04	1.30E-03
9	4.77E-02	0.51347	-3.2193	9.33E-02	9.55E-04	1.45E-03
10	5.30E-02	0.55323	-3.578	0.10362	1.07E-03	1.61E-03

Inflexion Latérale

	UVM: Offset 0mm					
	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	5.93E-02	1.57E-03	0.61082	-1.08E-04	-1.13E-02	3.81E-05
2	0.11409	3.14E-03	1.2219	-2.16E-04	-2.25E-02	7.49E-05
3	0.16444	4.71E-03	1.8332	-3.24E-04	-3.38E-02	1.11E-04
4	0.21034	6.27E-03	2.4447	-4.33E-04	-4.50E-02	1.45E-04
5	0.25177	7.82E-03	3.0563	-5.42E-04	-5.63E-02	1.78E-04
6	0.28875	9.37E-03	3.6681	-6.51E-04	-6.76E-02	2.10E-04
7	0.32126	1.09E-02	4.2799	-7.61E-04	-7.88E-02	2.41E-04
8	0.34931	1.25E-02	4.8918	-8.71E-04	-9.01E-02	2.70E-04
9	0.37291	1.40E-02	5.5036	-9.81E-04	-0.10136	2.98E-04
10	0.39204	1.55E-02	6.1155	-1.09E-03	-0.11262	3.25E-04

	UVM: Offset 30mm					
	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	6.74E-02	4.49E-04	0.51757	-4.79E-05	-1.12E-02	1.86E-05
2	0.13135	8.94E-04	1.0355	-1.96E-04	-2.24E-02	3.62E-05
3	0.19185	1.34E-03	1.5537	-2.94E-04	-3.36E-02	5.26E-05
4	0.24888	1.78E-03	2.0722	-3.93E-04	-4.48E-02	6.79E-05
5	0.30246	2.22E-03	2.5909	-4.91E-04	-5.60E-02	8.22E-05
6	0.35257	2.65E-03	3.1095	-5.90E-04	-6.72E-02	9.52E-05
7	0.39923	3.08E-03	3.6291	-6.89E-04	-7.84E-02	1.07E-04
8	0.44242	3.51E-03	4.1484	-7.88E-04	-8.96E-02	1.18E-04
9	0.48215	3.94E-03	4.6679	-8.87E-04	-0.10081	1.28E-04
10	0.51842	4.36E-03	5.1876	-9.86E-04	-0.11201	1.37E-04

Fx

	UVM: Offset 0mm					
	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-3.50E-03	-5.80E-02	8.13E-04	-6.80E-05	1.58E-06	-6.11E-04
2	-7.02E-03	-0.1161	1.63E-03	-1.36E-04	3.17E-06	-1.22E-03
3	-1.06E-02	-0.17414	2.45E-03	-2.04E-04	4.77E-06	-1.83E-03
4	-1.42E-02	-0.23218	3.27E-03	-2.72E-04	6.38E-06	-2.44E-03
5	-1.78E-02	-0.29022	4.10E-03	-3.40E-04	8.01E-06	-3.05E-03
6	-2.14E-02	-0.34826	4.93E-03	-4.08E-04	9.64E-06	-3.67E-03
7	-2.51E-02	-0.40629	5.76E-03	-4.76E-04	1.13E-05	-4.28E-03
8	-2.88E-02	-0.46432	6.59E-03	-5.44E-04	1.29E-05	-4.89E-03
9	-3.26E-02	-0.52236	7.43E-03	-6.12E-04	1.46E-05	-5.50E-03
10	-3.63E-02	-0.58038	8.27E-03	-6.80E-04	1.63E-05	-6.11E-03

	UVM: Offset 30mm					
	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-2.00E-02	-4.76E-02	2.98E-03	-7.26E-05	4.53E-07	-5.14E-04
2	-3.99E-02	-9.52E-02	5.95E-03	-1.45E-04	9.13E-07	-1.03E-03
3	-5.99E-02	-0.14282	8.93E-03	-2.18E-04	1.38E-06	-1.54E-03
4	-7.99E-02	-0.19036	1.19E-02	-2.90E-04	1.85E-06	-2.05E-03
5	-9.99E-02	-0.23788	1.49E-02	-3.62E-04	2.33E-06	-2.57E-03
6	-0.11989	-0.28537	1.79E-02	-4.35E-04	2.81E-06	-3.08E-03
7	-0.13991	-0.33282	2.08E-02	-5.07E-04	3.31E-06	-3.59E-03
8	-0.15993	-0.38025	2.38E-02	-5.79E-04	3.80E-06	-4.10E-03
9	-0.17996	-0.42765	2.68E-02	-6.51E-04	4.31E-06	-4.61E-03
10	-0.19999	-0.47502	2.98E-02	-7.23E-04	4.82E-06	-5.12E-03

Fy

	UVM: Offset 0mm					
	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-6.85E-03	8.12E-04	-5.74E-02	3.04E-05	6.11E-04	-2.15E-06
2	-1.37E-02	1.63E-03	-0.11457	6.08E-05	1.22E-03	-4.30E-06
3	-2.08E-02	2.44E-03	-0.1723	9.12E-05	1.83E-03	-6.47E-06
4	-2.78E-02	3.26E-03	-0.22977	1.22E-04	2.44E-03	-8.65E-06
5	-3.45E-02	4.07E-03	-0.28712	1.52E-04	3.05E-03	-1.08E-05
6	-4.15E-02	4.89E-03	-0.34452	1.82E-04	3.66E-03	-1.30E-05
7	-4.86E-02	5.71E-03	-0.40192	2.13E-04	4.27E-03	-1.53E-05
8	-5.56E-02	6.53E-03	-0.4593	2.43E-04	4.88E-03	-1.75E-05
9	-6.27E-02	7.35E-03	-0.51668	2.74E-04	5.49E-03	-1.97E-05
10	-6.98E-02	8.18E-03	-0.57405	3.04E-04	6.10E-03	-2.20E-05

	UVM: Offset 30mm					
	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-6.99E-03	2.98E-03	-6.05E-02	3.56E-04	5.17E-04	4.90E-06
2	-1.40E-02	5.98E-03	-0.12096	7.13E-04	1.03E-03	9.87E-06
3	-2.10E-02	8.99E-03	-0.18142	1.07E-03	1.55E-03	1.49E-05
4	-2.81E-02	1.20E-02	-0.24188	1.43E-03	2.07E-03	2.00E-05
5	-3.52E-02	1.50E-02	-0.30232	1.78E-03	2.59E-03	2.52E-05
6	-4.23E-02	1.81E-02	-0.36276	2.14E-03	3.10E-03	3.04E-05
7	-4.94E-02	2.12E-02	-0.42319	2.49E-03	3.62E-03	3.57E-05
8	-5.66E-02	2.42E-02	-0.48361	2.85E-03	4.14E-03	4.11E-05
9	-6.38E-02	2.73E-02	-0.54402	3.21E-03	4.65E-03	4.65E-05
10	-7.10E-02	3.04E-02	-0.60442	3.56E-03	5.17E-03	5.20E-05

Fz

	UVM: Offset 0mm					
	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	3.07E-03	3.48E-03	6.83E-03	-5.68E-07	-6.15E-05	2.33E-05
2	6.13E-03	6.96E-03	1.37E-02	-1.14E-06	-1.23E-04	4.66E-05
3	9.20E-03	1.04E-02	2.05E-02	-1.70E-06	-1.84E-04	6.98E-05
4	1.23E-02	1.39E-02	2.73E-02	-2.27E-06	-2.46E-04	9.30E-05
5	1.53E-02	1.74E-02	3.41E-02	-2.84E-06	-3.07E-04	1.16E-04
6	1.84E-02	2.09E-02	4.09E-02	-3.41E-06	-3.68E-04	1.39E-04
7	2.14E-02	2.43E-02	4.77E-02	-3.97E-06	-4.29E-04	1.63E-04
8	2.45E-02	2.78E-02	5.45E-02	-4.54E-06	-4.90E-04	1.86E-04
9	2.76E-02	3.13E-02	6.13E-02	-5.11E-06	-5.51E-04	2.09E-04
10	3.06E-02	3.47E-02	6.81E-02	-5.68E-06	-6.12E-04	2.32E-04

	UVM: Offset 30mm					
	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	1.60E-02	1.99E-02	6.96E-03	5.32E-06	-6.91E-05	3.80E-04
2	3.20E-02	3.99E-02	1.39E-02	1.06E-05	-1.38E-04	7.60E-04
3	4.80E-02	5.98E-02	2.09E-02	1.60E-05	-2.07E-04	1.14E-03
4	6.40E-02	7.97E-02	2.78E-02	2.13E-05	-2.76E-04	1.52E-03
5	8.00E-02	9.96E-02	3.48E-02	2.66E-05	-3.45E-04	1.90E-03
6	9.59E-02	0.11947	4.17E-02	3.20E-05	-4.14E-04	2.28E-03
7	0.11183	0.13933	4.87E-02	3.73E-05	-4.82E-04	2.66E-03
8	0.12775	0.15917	5.56E-02	4.27E-05	-5.51E-04	3.03E-03
9	0.14365	0.179	6.25E-02	4.81E-05	-6.20E-04	3.41E-03
10	0.15953	0.19881	6.95E-02	5.34E-05	-6.88E-04	3.79E-03

L2-L5

Flexion

Poly: Jeu interfacettare 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-5.76E-02	-9.2445	1.31E-02	3.69E-04	2.02E-04	-1.79E-02
2	-9.12728	-1.9662	-2.70E-02	1.31E-03	3.97E-04	-3.56E-02
3	-9.20996	-2.9467	-4.36E-02	2.83E-03	5.93E-04	-5.36E-02
4	-9.30255	-3.9243	-5.66E-02	3.73E-03	7.62E-04	-7.14E-02
5	-9.40799	-4.8943	-7.27E-02	4.61E-03	9.32E-04	-8.92E-02
6	-9.52518	-5.8717	-8.90E-02	5.47E-03	1.09E-03	-9.10595
7	-9.65408	-6.8415	-9.10578	6.32E-03	1.25E-03	-9.12469
8	-9.79455	-7.9084	-9.12293	7.15E-03	1.39E-03	-9.1424
9	-9.94659	-8.7725	-9.14043	7.96E-03	1.53E-03	-9.16008
10	-1.1101	-9.7335	-9.15822	8.76E-03	1.66E-03	-9.17774

Poly: Jeu interfacettare 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-9.05760E-01	-9.85E-01	-1.31E-02	3.69E-04	2.02E-04	-1.79E-02
2	-9.12728	-1.9662	-2.70E-02	1.31E-03	3.97E-04	-3.56E-02
3	-9.20996	-2.9467	-4.36E-02	2.83E-03	5.93E-04	-5.36E-02
4	-9.30255	-3.9243	-5.66E-02	3.73E-03	7.62E-04	-7.14E-02
5	-9.40799	-4.8943	-7.27E-02	4.61E-03	9.32E-04	-8.92E-02
6	-9.52518	-5.8717	-8.90E-02	5.47E-03	1.09E-03	-9.10595
7	-9.65408	-6.8415	-9.10578	6.32E-03	1.25E-03	-9.12469
8	-9.79455	-7.9084	-9.12293	7.15E-03	1.39E-03	-9.1424
9	-9.94659	-8.7725	-9.14043	7.96E-03	1.53E-03	-9.16008
10	-1.1101	-9.7335	-9.15822	8.76E-03	1.66E-03	-9.17774

Extension

Poly: Jeu interfacettare 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	4.54E-02	0.98857	1.22E-02	-9.96E-04	-2.10E-04	1.79E-02
2	7.86E-02	1.9754	2.35E-02	-2.02E-03	-4.28E-04	3.56E-02
3	9.94E-02	2.9662	3.38E-02	-3.08E-03	-6.53E-04	5.39E-02
4	0.10824	3.9576	4.41E-02	-4.11E-03	-8.93E-04	7.20E-02
5	0.11612	4.917	5.55E-02	-5.42E-03	-1.25E-03	8.92E-02
6	0.11645	5.85	6.13485	-5.79E-04	-1.14E-03	0.1054
7	0.10837	6.8019	0.18599	2.82E-03	-8.95E-04	0.12141
8	9.55E-02	7.7419	0.23735	5.83E-03	-5.95E-04	0.13739
9	5.54E-02	8.6799	0.28898	9.07E-03	-2.43E-04	0.15335
10	1.48E-02	9.6157	0.34097	1.23E-02	1.67E-04	0.16928

Poly: Jeu interfacettare 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	4.54E-02	0.98857	1.22E-02	-9.96E-04	-2.10E-04	1.79E-02
2	7.86E-02	1.9754	2.35E-02	-2.02E-03	-4.28E-04	3.56E-02
3	9.94E-02	2.9662	3.38E-02	-3.08E-03	-6.53E-04	5.39E-02
4	0.10781	3.9549	4.28E-02	-4.18E-03	-8.49E-04	7.20E-02
5	0.10363	4.9535	5.09E-02	-5.53E-03	-1.13E-03	9.01E-02
6	8.68E-02	5.95	5.70E-02	-6.50E-03	-1.38E-03	0.10854
7	5.71E-02	6.9483	6.18E-02	-7.74E-03	-1.65E-03	0.12546
8	1.46E-02	7.9485	6.50E-02	-9.03E-03	-1.92E-03	0.14272
9	-4.11E-02	8.9505	6.64E-02	-1.04E-02	-2.21E-03	0.16305
10	-9.10998	9.9544	6.59E-02	-1.18E-02	-2.52E-03	0.18144

Torsion

Poly: Jeu interfacettare 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	7.97E-03	5.70E-02	-1.55E-02	2.23E-02	-8.33E-05	-9.40E-04
2	1.34E-02	0.13059	-5.74E-02	4.07E-02	-6.94E-04	-1.63E-03
3	8.98E-03	0.22256	-9.19658	5.02E-02	-1.32E-03	-1.88E-03
4	3.87E-03	0.34428	-0.34989	5.96E-02	-2.09E-03	-1.98E-03
5	-2.09E-03	0.46869	-0.52008	6.30E-02	-2.35E-03	-1.90E-03
6	-9.19E-03	0.59364	-0.69036	7.83E-02	-2.60E-03	-1.83E-03
7	-1.44E-02	0.71913	-0.86058	9.76E-02	-2.85E-03	-1.78E-03
8	-2.09E-02	0.84578	-1.0304	2.70E-02	-3.09E-03	-1.76E-03
9	-2.80E-02	0.97645	-1.1985	0.10826	-3.36E-03	-1.90E-03
10	-3.52E-02	1.107	-1.3661	0.11554	-3.60E-03	-2.10E-03

Poly: Jeu interfacettare 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	7.97E-03	5.70E-02	-1.55E-02	2.23E-02	-8.33E-05	-9.40E-04
2	1.59E-02	0.11858	-2.98E-02	4.66E-02	-1.17E-04	-1.80E-03
3	2.38E-02	0.1847	-4.26E-02	6.70E-02	-2.86E-04	-2.57E-03
4	3.17E-02	0.25645	-5.36E-02	8.95E-02	-4.13E-04	-3.25E-03
5	3.98E-02	0.33089	-6.23E-02	0.11203	-5.62E-04	-3.87E-03
6	4.75E-02	0.41173	-6.97E-02	0.13434	-6.92E-04	-4.39E-03
7	5.51E-02	0.50785	-9.33E-02	0.15217	-8.00E-04	-4.95E-03
8	5.12E-02	0.61718	-0.32113	0.16224	-2.88E-03	-5.11E-03
9	4.61E-02	0.72737	-0.36046	0.17187	-3.65E-03	-5.36E-03
10	4.09E-02	0.83798	-0.49982	0.18138	-4.43E-03	-5.64E-03

Inflexion Latérale

Poly: Jeu interfacettare 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	7.31E-02	2.70E-02	0.95071	7.38E-05	-1.58E-02	2.10E-04
2	0.13704	5.43E-02	1.702	1.37E-04	-3.17E-02	4.30E-04
3	0.19191	8.20E-02	2.5538	1.90E-04	-4.75E-02	6.56E-04
4	0.23757	0.11009	3.406	2.33E-04	-6.33E-02	8.94E-04
5	0.27432	0.13898	4.2584	2.65E-04	-7.92E-02	1.14E-03
6	0.30185	0.1674	5.1111	2.86E-04	-9.50E-02	1.39E-03
7	0.31998	0.20074	5.9522	-8.19E-05	-0.11078	1.66E-03
8	0.32952	0.24107	6.7725	-8.25E-04	-0.12626	1.93E-03
9	0.32933	0.27994	7.5953	-1.07E-03	-0.14164	2.16E-03
10	0.31933	0.31873	8.4178	-1.33E-03	-0.15703	2.39E-03

Poly: Jeu interfacettare 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	7.31E-02	2.70E-02	0.95071	7.38E-05	-1.58E-02	2.10E-04
2	0.13704	5.43E-02	1.702	1.37E-04	-3.17E-02	4.30E-04
3	0.19191	8.20E-02	2.5538	1.90E-04	-4.75E-02	6.56E-04
4	0.23757	0.11009	3.406	2.33E-04	-6.33E-02	8.94E-04
5	0.27432	0.13898	4.2584	2.65E-04	-7.92E-02	1.14E-03
6	0.30185	0.1674	5.1111	2.86E-04	-9.50E-02	1.39E-03
7	0.32038	0.19883	5.9839	2.87E-04	-0.11099	1.65E-03
8	0.32954	0.22622	6.8168	2.97E-04	-0.12672	1.92E-03
9	0.3297	0.25519	7.6895	2.87E-04	-0.14251	2.19E-03
10	0.32074	0.28653	8.5221	2.67E-04	-0.15847	2.46E-03

Fx

Poly: Jeu interfacettare 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-4.96E-03	-8.20E-02	-1.24E-03	-5.48E-05	2.68E-05	-9.86E-04
2	-9.99E-03	-0.16402	-2.48E-03	-1.10E-04	5.35E-05	-1.97E-03
3	-1.51E-02	-0.24601	-3.72E-03	-1.65E-04	8.03E-05	-2.96E-03
4	-2.02E-02	-0.32798	-4.95E-03	-2.20E-04	1.07E-04	-3.94E-03
5	-2.55E-02	-0.40993	-6.18E-03	-2.75E-04	1.34E-04	-4.93E-03
6	-3.08E-02	-0.49187	-7.41E-03	-3.30E-04	1.61E-04	-5.91E-03
7	-3.61E-02	-0.57379	-8.63E-03	-3.85E-04	1.88E-04	-6.89E-03
8	-4.16E-02	-0.65569	-9.85E-03	-4.41E-04	2.14E-04	-7.88E-03
9	-4.71E-02	-0.73757	-1.11E-02	-4.96E-04	2.41E-04	-8.86E-03
10	-5.26E-02	-0.81944	-1.23E-02	-5.52E-04	2.68E-04	-9.85E-03

Poly: Jeu interfacettare 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-4.96E-03	-8.20E-02	-1.24E-03	-5.48E-05	2.68E-05	-9.86E-04
2	-9.99E-03	-0.16402	-2.48E-03	-1.10E-04	5.35E-05	-1.97E-03
3	-1.51E-02	-0.24601	-3.72E-03	-1.65E-04	8.03E-05	-2.96E-03
4	-2.02E-02	-0.32798	-4.95E-03	-2.20E-04	1.07E-04	-3.94E-03
5	-2.55E-02	-0.40993	-6.18E-03	-2.75E-04	1.34E-04	-4.93E-03
6	-3.08E-02	-0.49187	-7.41E-03	-3.30E-04	1.61E-04	-5.91E-03
7	-3.61E-02	-0.57379	-8.63E-03	-3.85E-04	1.88E-04	-6.89E-03
8	-4.16E-02	-0.65569	-9.85E-03	-4.41E-04	2.14E-04	-7.88E-03
9	-4.71E-02	-0.73757	-1.11E-02	-4.96E-04	2.41E-04	-8.86E-03
10	-5.26E-02	-0.81944	-1.23E-02	-5.52E-04	2.68E-04	-9.85E-03

Fy

Poly: Jeu interfacettare 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-7.41E-03	-1.24E-03	-6.96E-02	1.61E-05	8.50E-04	-1.27E-05
2	-1.49E-02	-2.48E-03	-0.13921	3.22E-05	1.70E-03	-2.53E-05
3	-2.24E-02	-3.71E-03	-0.20879	4.83E-05	2.55E-03	-3.78E-05
4	-2.99E-02	-4.93E-03	-0.27836	6.46E-05	3.40E-03	-5.02E-05
5	-3.75E-02	-6.14E-03	-0.34792	8.08E-05	4.25E-03	-6.26E-05
6	-4.52E-02	-7.35E-03	-0.41746	9.72E-05	5.10E-03	-7.49E-05
7	-5.29E-02	-8.55E-03	-0.48699	1.14E-04	5.95E-03	-8.72E-05
8	-6.06E-02	-9.75E-03	-0.5565	1.30E-04	6.80E-03	-9.93E-05
9	-6.84E-02	-1.09E-02	-0.6261	1.47E-04	7.65E-03	-1.11E-04
10	-7.62E-02	-1.21E-02	-0.69548	1.63E-04	8.50E-03	-1.23E-04

Poly: Jeu interfacettare 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	-7.41E-03	-1.24E-03	-6.96E-02	1.61E-05	8.50E-04	-1.27E-05
2	-1.49E-02	-2.48E-03	-0.13921	3.22E-05	1.70E-03	-2.53E-05
3	-2.24E-02	-3.71E-03	-0.20879	4.83E-05	2.55E-03	-3.78E-05
4	-2.99E-02	-4.93E-03	-0.27836	6.46E-05	3.40E-03	-5.02E-05
5	-3.75E-02	-6.14E-03	-0.34792	8.08E-05	4.25E-03	-6.26E-05
6	-4.52E-02	-7.35E-03	-0.41746	9.72E-05	5.10E-03	-7.49E-05
7	-5.29E-02	-8.55E-03	-0.48699	1.14E-04	5.95E-03	-8.72E-05
8	-6.06E-02	-9.75E-03	-0.5565	1.30E-04	6.80E-03	-9.93E-05
9	-6.84E-02	-1.09E-02	-0.6261	1.47E-04	7.65E-03	-1.11E-04
10	-7.62E-02	-1.21E-02	-0.69548	1.63E-04	8.50E-03	-1.23E-04

Fz

Poly: Jeu interfacettare 0.5mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	4.27E-03	4.92E-03	7.38E-03	7.98E-08	-7.75E-05	5.15E-05
2	8.54E-03	9.84E-03	1.48E-02	1.60E-05	-1.55E-04	1.03E-04
3	1.29E-02	1.48E-02	2.21E-02	2.40E-05	-2.32E-04	1.54E-04
4	1.71E-02	1.97E-02	2.95E-02	3.20E-05	-3.09E-04	2.05E-04
5	2.13E-02	2.46E-02	3.68E-02	3.99E-05	-3.86E-04	2.57E-04
6	2.56E-02	2.94E-02	4.42E-02	4.79E-05	-4.63E-04	3.08E-04
7	2.98E-02	3.43E-02	5.15E-02	5.58E-05	-5.40E-04	3.58E-04
8	3.41E-02	3.92E-02	5.88E-02	6.38E-05	-6.17E-04	4.09E-04
9	3.83E-02	4.41E-02	6.61E-02	7.18E-05	-6.93E-04	4.60E-04
10	4.26E-02	4.89E-02	7.34E-02	7.98E-05	-7.70E-04	5.11E-04

Poly: Jeu interfacettare 2.0mm

	UX	UY	UZ	ROT X	ROT Y	ROT Z
1	4.27E-03	4.92E-03	7.38E-03	7.98E-08	-7.75E-05	5.15E-05
2	8.54E-03	9.84E-03	1.48E-02	1.60E-05	-1.55E-04	1.03E-04
3	1.29E-02	1.48E-02	2.21E-02	2.40E-05	-2.32E-04	1.54E-04
4	1.71E-02	1.97E-02	2.95E-02	3.20E-05	-3.09E-04	2.05E-04
5	2.13E-02	2.46E-02	3.68E-02	3.99E-05	-3.86E-04	2.57E-04
6	2.56E-02	2.94E-02	4.42E-02	4.79E-05	-4.63E-04	3.08E-04
7	2.98E-02	3.43E-02	5.15E-02	5.58E-05	-5.40E-04	3.58E-04
8	3.41E-02	3.92E-02	5.88E-02	6.38E-05	-6.17E-04	4.09E-04
9	3.83E-02	4.41E-02	6.61E-02	7.18E-05	-6.93E-04	4.60E-04
10	4.26E-02	4.89E-02	7.34E-02	7.98E-05	-7.70E-04	5.11E-04