POLYPUBLIE

# Modélisation multi-corps flexibles de chirurgies d'instrumentation du rachis scoliotique

Radu Stirbu

Document en libre accès dans PolyPublie
Open Access document in PolyPublie

| | |
|---|---|
| Date | 2004 |
| Type | Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis<br>Mémoire de maîtrise/Master's thesis |
| URL de PolyPublie<br>PolyPublie URL | https://publications.polymtl.ca/7206/ |
| Conditions d'utilisation<br>Terms of use | © Tous droits réservés / All rights reserved |
| Référence<br>Citation | Stirbu, R. (2004). Modélisation multi-corps flexibles de chirurgies d'instrumentation du rachis scoliotique [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. https://publications.polymtl.ca/7206/ |

Détails de la thèse
Thesis details

| | |
|---|---|
| Directeurs de recherche<br>Advisors | Carl-Éric Aubin |
| Programme<br>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

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

# MODÉLISATION MULTI-CORPS FLEXIBLES DE CHIRURGIES D'INSTRUMENTATION DU RACHIS SCOLIOTIQUE

RADU STIRBU

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION

DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES

(GÉNIE MÉCANIQUE)

AVRIL 2004

© Radu Stirbu, 2004.

National Library of Canada

Acquisitions and Bibliographic Services

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque nationale du Canada

Acquisisitons et services bibliographiques

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

*Your file Votre référence*
*ISBN: 0-612-91970-6*
*Our file Notre référence*
*ISBN: 0-612-91970-6*

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 aturement reproduits sans son autorisation.

---

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this dissertation.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de ce manuscrit.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the dissertation.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

# MODÉLISATION MULTI-CORPS FLEXIBLES DE CHIRURGIES D'INSTRUMENTATION DU RACHIS SCOLIOTIQUE

présenté par: STIRBU Radu

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

Mme. NUÑO Natalia, Ph.D., membre

# REMERCIEMENTS

J'aimerais en premier lieu remercier mon directeur de recherche, le Dr Carl-Éric Aubin, professeur agrégé au département de génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal, pour m'avoir encadré et soutenu tout au long de mon projet de maîtrise. Ses encouragements, son enthousiasme, ses conseils techniques, sa très grande disponibilité ont été des points essentiels à la réalisation de ce projet. Grâce à sa confiance et à son soutien,j'ai eu l'occasion de travailler sur un projet créatif et valorisant tout en faisant partie d'une équipe jeune et dynamique.

J'aimerais souligner le plaisir que j'ai eu à travailler dans le collectif des étudiants et d'associés de recherche des Laboratoire informatique de scoliose 3D (LIS3D) et Laboratoire de modélisation biomécanique et de chirurgie assistée par ordinateur (LMBCAO). Un merci particulier à Yvan Petit pour son aide, sa patience avec son apprenti (!) et sa camaraderie qui m'ont permis de m'intégrer au groupe de recherche et d'acquérir de précieuses connaissances techniques. J'aimerais également remercier Marie Beausejour et Julie Joncas pour leurs conseils et très grande disponibilité. La sympathique équipe de collègues du laboratoire a été souvent une source de moments agréables : Eltha Parfait, Luc Duong, Philippe Debanné, Philippe Labelle, Kajsa Duke, Oana Ciolofan, Jean-Marc Mac-Thiong, Francois Bergrome, Josée Carrier, pour n'en nommer que quelques-uns... Merci à tous pour votre compagnie et même pour m'avoir appris que les blagues roumaines ne font pas rire les québécois!

J'aimerais souligner la précieuse collaboration des docteurs Hubert Labelle et Benoît Poitras, chirurgiens orthopédistes à l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal. Leur intérêt et support pour ce projet de maîtrise ont été très précieux, et ce fut un plaisir de discuter et de collaborer avec eux. Merci également à Danielle Catonguay, infirmière de la salle d'opération, pour sa collaboration lors des mesures intra-opératoires nécessaires à ce projet.

Ce projet de maîtrise a été financé en grande partie par le Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada (CRSNG), programme Recherche & développement coopératif (RDC) avec Medtronic Sofamor-Danek.

# RÉSUMÉ

La scoliose idiopathique est une déformation tridimensionnelle du rachis, dont les formes les plus sévères nécessitent une intervention chirurgicale d'instrumentation afin de redresser le rachis. La configuration de ces dispositifs peut être différente d'un chirurgien à l'autre, ce qui rend variable la correction résultante du rachis. L'objectif de cette étude est le développement d'un modèle par multi-corps flexibles pour la simulation de la chirurgie d'instrumentation avec le système Cotrel-Dubousset Horizon avec vis pluriaxiales, afin d'évaluer la possibilité d'anticiper les résultats d'une chirurgie selon une configuration particulière du système d'instrumentation.

La géométrie du modèle de rachis a été personnalisée à l'aide de radiographies de patients, tandis que les propriétés mécaniques représentent des valeurs moyennes tirées de la littérature. Le système d'instrumentation est composé de vis fixes ou pluriaxiales, de crochets, écrous et tiges. Les implants sont représentés par des corps rigides tandis que les tiges sont des corps flexibles avec déformation élastique. Les simulations incluent les manœuvres d'installation et de serrage de deux tiges ainsi que la manœuvre de rotation de la première tige. Les résultats des simulations permettent d'obtenir une prédiction du rachis post-opératoire. Pour évaluer la capacité du modèle à simuler adéquatement la correction du rachis, une étude de simulation de sept cas réels de chirurgie a été réalisée. Dans une seconde étude, des tests de sensibilité des paramètres du modèle ont été réalisés sur deux des simulations de chirurgie. Les paramètres testés

sont l'emplacement des implants sur les vertèbres, la déformation des tiges, les conditions aux limites du rachis et la modélisation de la discectomie.

La simulation des sept cas de chirurgie a corrigé les courbures frontales et sagittales du rachis avec des différences de moins de 6 degrés par rapport à la chirurgie réelle, à l'exception d'un cas où la simulation a sous-corrigé la lordose de 13 degrés. Les étapes de pose et de rotation de la première tige sont principalement responsables de la correction. Les sept simulations ont réduit l'angle du plan de déformation maximale du rachis, cependant seulement dans deux cas, l'angle simulé correspondait au résultat de la chirurgie réelle. Les efforts de correction dans le plan frontal dans les liaisons entre les implants et les vertèbres varient entre 110 et 570N, tandis que les efforts de correction dans le plan sagittal varient entre 50 et 225N. Les efforts maximaux atteignent dans un cas 1400N, ce qui est au-delà de la limite de résistance mécanique des vertèbres. Ils sont probablement occasionnés par la création d'un état hyperstatique dont l'alignement inadéquat des implants par rapport aux tiges serait responsable. La présence d'efforts très élevés (sur-contraintes) n'affecte pas la correction des courbures du rachis. Les couples de rotation de la première tige sont inférieurs à 18Nm, ce qui est conforme aux données de la littérature.

La représentation des conditions aux limites du rachis influence les résultats des simulations et de nouvelles conditions pourraient améliorer la correction des déformations du rachis, en particulier de la lordose. La modélisation de la discectomie

n'améliore pas les résultats des simulations et n'est pas nécessaire dans la simulation de la chirurgie. Le modèle de déformation des tiges est adéquat pour la plupart des simulations et prévoit généralement peu de déformation des tiges.

Le modèle développé reproduit le mécanisme d'instrumentation du rachis avec le système Cotrel-Dubousset Horizon avec vis pluriaxiales. La simulation de chirurgies réelles a donné des résultats satisfaisants et a démontré la possibilité de prévoir les résultats tant géométrique que mécanique du rachis post-opératoire, à partir de données pré-opératoires. Le modèle développé peut être configuré pour une chirurgie particulière et se prête au planning ou au training opératoire pour la chirurgie de la scoliose.

# ABSTRACT

Idiopathic scoliosis is a three-dimensional deformity of the spine. Severe cases generally require surgical instrumentation of the spine to prevent further evolution of the deformities. From one surgeon to another, there is a different way to install the same instrumentation system, which eventually leads to a variable correction of the spine. The objective of the current study is to develop an analytical model for the simulation of the scoliosis surgery with the Cotrel-Dubousset Horizon multiaxial instrumentation system, in order to predict surgery results for a specific configuration of the spine instrumentation. For this purpose, a computer modeling approach using multibody and flexible mechanisms has been retained.

The geometry of the spine model was personalized using patient pre-operative radiographs, while the mechanical properties of the intervertebral parts represent mean values obtained by other experimental studies. The instrumentation system is modeled with multiaxial screws, fixed screws, hooks, nuts and rods. The implants are modeled as rigid bodies, while the rods are entirely flexible with elastic deformation. During the surgery simulation, the first rod is attached and rotated on the spine, then the second rod is added to the spine. The simulation generates the post-surgery spine geometry and the reaction forces and moments are post-processed. Seven real surgery cases were simulated, in order to evaluate the geometrical and mechanical responses. Some parameters of the model were also individually evaluated, so as to understand their effect

on the model's response during the simulation. The parameters were the implant positioning on the vertebrae, the mechanical modeling of the rod deformation, the boundary limits applied to the spine model and the effectiveness of modeling the discectomy.

The seven simulation cases adequately corrected the frontal and sagital spine deformities, except for one case where the lordosis was less corrected that in the real surgery. First rod attachment and rotation caused most of the correction. The orientation of the plane of maximum deformity was brought toward the sagital plane in all the cases, however only two cases provided the same angle as in surgery. The simulations showed high forces at the implant to vertebra fixations. Mean frontal plane correction forces varied between 110 and 570N, while the sagital plane forces varied between 50 and 225N. Some forces were over the mechanical limits of the vertebra. This might result from a hyperstatic model, due to implant misalignment with respect to the rod. Forces dues to over-constraining do not seem to affect spine correction. The torques required to rotate the rod are up to 18Nm, which is similar to in-vivo measures from the literature.

Different boundary conditions than those used in this project might significantly improve the simulation results, in particular the modification of the lordosis. Discectomy modeling did not improve simulation results and need not to be used in the spine model for surgery simulation. Rod modeling with elastic deformation is adequate for most of

the simulation cases. The rods showed generally little deformation during the instrumentation.

The model developed in this study simulated well the spine instrumentation with Cotrel-Dubousset Horizon multiaxial system, proving that it is possible to predict the geometrical and mechanical results of a surgery starting from pre-operative data. This model can be adapted for any particular surgery approach, and is useful for surgery planning and training.

# TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS ..... iv

RÉSUMÉ ..... vi

ABSTRACT ..... ix

TABLE DES MATIÈRES ..... xii

LISTE DES FIGURES ..... xv

LISTE DES TABLEAUX ..... xvii

LISTE DES ANNEXES ..... xviii

INTRODUCTION ..... 1

CHAPITRE 1. REVUE DE LA LITTÉRATURE ..... 4

1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du tronc ..... 4

1.1.1 Anatomie descriptive du rachis ..... 4

1.1.2 Anatomie descriptive et biomécanique du tronc ..... 7

1.2 Déformations scoliotiques du rachis ..... 9

1.2.1 Indices géométriques pour l'évaluation de la scoliose ..... 10

1.2.2 Biomécanique des déformations scoliotiques ..... 11

1.3 Traitements chirurgicaux de la scoliose ..... 13

1.3.1 Préparation du patient ..... 14

1.3.2 Biomécanique des systèmes d'instrumentation postérieure ..... 15

1.3.3 Description et biomécanique du système Cotrel-Dubousset Horizon ..... 18

1.3.4 Modèles de simulation de la chirurgie d'instrumentation du rachis ..... 21

CHAPITRE 2. MÉTHODOLOGIE ..... 31

2.1 Résumé de la problématique, objectifs et approche globale ..... 31

2.2 Hypothèses et conditions de simulation ..... 34

2.3 Modélisation du rachis ..... 35

2.4 Modélisation du système d'instrumentation ..... 38

2.4.1 Modélisation des vis, des crochets et des écrous ..... 39

2.4.2 Modélisation des tiges ..... 40

2.4.3 Contraintes de mouvement ..... 42

2.5 Protocole pour la simulation des manoeuvres d'instrumentation ..... 46

2.6 Évaluation du modèle pour la simulation de la chirurgie ..... 47

2.7 Études de sensibilité de paramètres de modélisation ..... 49

CHAPITRE 3. RÉSULTATS ..... 54

3.1 Indices géométriques des simulations ..... 54

3.2 Analyse des efforts du rachis instrumenté ..... 57

3.3 Étude sur les conditions aux limites imposées au rachis ..... 59

3.4 Étude sur le rôle mécanique de la discectomie ..... 62

3.5 Analyse du rôle mécanique du positionnement des implants ..... 64

3.6 Analyse mécanique de la déformation des tiges ..... 67

3.7 Temps de calcul des simulations ..... 67

CHAPITRE 4. ANALYSE DES RÉSULTATS ET DISCUSSION ..... 69

CHAPITRE 5. CONCLUSION ..... 81

RÉFÉRENCES ..... 84

# LISTE DES FIGURES

Figure 1.1. Segments du rachis sain. Plans d'orientation du corps (Marieb, 1993) ..... 4

Figure 1.2 Parties anatomiques de la vertèbre, vertèbre lombaire typique (Marieb, 1993)5

Figure 1.3 Disque intervertébral : vue verticale et transversale (Basmajian, 1976) ..... 6

Figure 1.4 Principaux ligaments du rachis (Marieb, 1993) ..... 7

Figure 1.5 Rigidité du rachis avec et sans cage thoracique (Andriacchi et coll., 1974) .... 8

Figure 1.6 Types de scoliose: thoracique droite, thoraco-lombaire, lombaire gauche, double courbure (Keim, 1978) ..... 10

Figure 1.7 Angle dans le plan frontal du rachis scoliotique A) Cobb B) Ferguson..... 11

Figure 1.8 Amplitude de la mobilité de la courbure scoliotique en inflexion latérale, rapportée en pourcentage par segment (Perdriolle, 1979) ..... 13

Figure 1.9 Positionnement du patient sur la table d'opération (Sofamor Danek Group, 1996) ..... 14

Figure 1.10 Insertion d'une vis pédiculaire fixe sur la vertèbre (Sofamor Danek Group, 1996) ..... 16

Figure 1.11 Insertion d'un crochet pédiculaire sur la vertèbre (Sofamor Danek Group, 1996) ..... 17

Figure 1.12 Manœuvres d'instrumentation: pose des implants, insertion et rotation de la tige..... 21

Figure 2.1 Approche globale de développement et de validation du modèle ..... 33

Figure 2.2 Calcul des propriétés des poutres intervertébrales (Poulin, 1998) ..... 37

Figure 2.3 Joint sphérique et composantes de la vis pluriaxiale..... 40

Figure 2.4 Représentation schématique du modèle de tige déformable ..... 41

Figure 2.5 Joint sphérique entre le crochet et la vertèbre et K ressorts ..... 43

Figure 2.6 Joints et contraintes de mouvement à l'étape de translation de la tige..... 44

Figure 2.7 Joints et contraintes de mouvement à l'étape de rotation de la tige ..... 45

Figure 2.8 Étapes de simulation d'un cas de chirurgie ..... 46

Figure 2.9 Repère local de la liaison implant-vertèbre ..... 49

Figure 3.1 a) Indices géométriques, patients P1-P3 (FERG = angle de Ferguson) ..... 55

Figure 3.2 b) Indices géométriques, patients P4-P7 (FERG = angle de Ferguson)..... 56

Figure 3.3 Indices géométriques avec les conditions CL #1 et #2. Patient P4 ..... 60

Figure 3.4 Indices géométriques avec les conditions CL #1 et #2. Patient P7 ..... 60

Figure 3.5 Indices géométriques avec et sans discectomie. Patient P4 ..... 62

Figure 3.6 Indices géométriques avec et sans discectomie. Patient P7 ..... 62

Figure 3.7 Indices géométriques avec positionnement des implants modifié (P7)..... 66

Figure 4.1 Correction de la courbure frontale majeure versus forces de correction..... 72

Figure 4.2 Correction de la cyphose versus forces de correction ..... 73

# LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1 Données cliniques des cas simulés ..... 48

Tableau 3.1 Efforts dans le modèle instrumenté à la fin de la simulation ..... 58

Tableau 3.2 Couple et rotation effective de la 1ère tige ..... 59

Tableau 3.3 Efforts dans le modèle instrumenté en fin de simulation avec les conditions aux limites initiale, CL#1 et CL#2. Patient P4 ..... 61

Tableau 3.4 Efforts dans le modèle instrumenté en fin de simulation avec les conditions aux limites initiale, CL#1 et CL#2. Patient P7 ..... 61

Tableau 3.5 Efforts dans le modèle instrumenté en fin de simulation. Patient P4 ..... 63

Tableau 3.6 Efforts dans le modèle instrumenté en fin de simulation. Patient P7 ..... 64

Tableau 3.7 Forces générées par le déplacement d'un implant ..... 65

Tableau 3.8 Efforts dans le modèle instrumenté en fin de simulation. Patient P7 ..... 66

# LISTE DES ANNEXES

Annexe 1. Analyse fonctionnelle du système d'instrumentation Cotrel-Dubousset Horizon M8 et M10 ..... 48

Annexe 2. Forces totales dans les liaisons implant-vertèbre ..... 58

# INTRODUCTION

La scoliose idiopathique cause une déformation tridimensionnelle du rachis qui peut être évolutive et entraîner des affections neurologiques et respiratoires (Pehrsson et coll., 1992). Les cas sévères de scoliose nécessitent l'usage d'orthèse ou encore l'installation chirurgicale d'un système interne d'instrumentation du rachis.

Le système d'instrumentation du rachis s'attache généralement aux vertèbres et forme avec le rachis un assemblage rigide qui corrige les déformations pathologiques et maintient la correction à long terme. Ces systèmes sont relativement complexes et se composent de plusieurs implants qui se fixent aux vertèbres et de tiges qui redressent les courbures du rachis. Pour un même cas de scoliose, le système d'instrumentation peut être installé selon plusieurs configurations, parmi lesquelles le chirurgien doit choisir celle qu'il juge être la meilleure. Chaque configuration peut influencer différemment le rachis et peut mener à un résultat particulier (Vaughan et coll., 1996; Bridwell, 1994; Hamill et coll., 1996).

Pour évaluer l'efficacité d'une configuration particulière, des études ont proposé une approche analytique pour prédire avant la chirurgie la correction caractéristique à la configuration. Des modèles analytiques du rachis et de l'instrumentation ont ainsi été développés et utilisés pour simuler le résultat de l'instrumentation du rachis (Stokes et Gardner-Morse, 1993; Le Borgne, 1998a; Poulin, 1998; Aubin et coll., 2003; Petit, 2003;

Le Borgne, 1998a; Poulin, 1998; Petit, 2003). Les simulations ainsi réalisées ont généralement permis l'obtention d'une géométrie réaliste du rachis instrumentation. Plusieurs techniques d'instrumentation ont été modélisées, permettant la simulation des chirurgies avec les systèmes tels Harrington, USS, Colorado, Cotrel-Dubousset.

À ce jour, aucune modélisation de l'instrumentation Contrel-Dubousset Horizon (CDH) avec implants mobiles n'a été rapportée dans la littérature. Le système CDH rend possible l'utilisation d'implants mobiles (vis pluriaxiales) qui facilitent l'installation de l'instrumentation. Le but du présent travail consiste à développer un modèle biomécanique pour la simulation de la chirurgie du rachis scoliotique avec le système d'instrumentation CDH avec implants mobiles.

Le chapitre 2 de ce mémoire comporte une revue des connaissances pertinentes à la compréhension de cette étude : présentation anatomique descriptive et fonctionnelle du rachis sain ainsi qu'une description de la scoliose et des techniques de traitement chirurgical par instrumentation postérieure. Une revue pertinente des études portant sur le développement de modèles analytiques pour la simulation de l'instrumentation du rachis scoliotique est également présentée dans le chapitre 2. Le chapitre 3 présente la démarche réalisée pour le développement du modèle de rachis, de l'instrumentation ainsi que des manœuvres chirurgicales d'instrumentation. Les résultats de plusieurs cas réels de chirurgie ont été simulés à l'aide du modèle développé et sont présentés dans le chapitre 4. Les résultats des simulations, ainsi qu'une étude de sensibilité des paramètres

du modèle sont analysés dans le chapitre 5. Le dernier chapitre conclut sur la capacité du modèle à simuler des chirurgies et présente des recommandations pour améliorer les résultats de simulation. L'Annexe 1 présente une analyse fonctionnelle du système d'instrumentation CDH qui a été réalisée pour le développement du modèle de l'instrumentation et des actes de la chirurgie. L'Annexe 2 présente les forces totales pour chaque liaison implant-vertèbre à la fin de chaque simulation.

# CHAPITRE 1. REVUE DE LA LITTÉRATURE

## 1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du tronc

Cette section présente l'anatomie et la biomécanique du rachis, ainsi que le rôle mécanique de la cage thoracique et du bassin.

### 1.1.1 Anatomie descriptive du rachis

Le rachis est composé de vertèbres et de disques intervertébraux regroupés selon les régions cervicale, thoracique, lombaire, sacrale et coccygienne. Les régions thoracique et lombaire sont généralement composées de 12 et 5 vertèbres, respectivement. Dans le plan sagittal, elles forment deux courbures, la cyphose thoracique et la lordose lombaire. La courbure cyphotique a un angle Cobb (voir section 1.2.1) autour de 30° tandis que la lordose a un angle Cobb autour de 40° (La Grone, 1988; Paran, 1976).

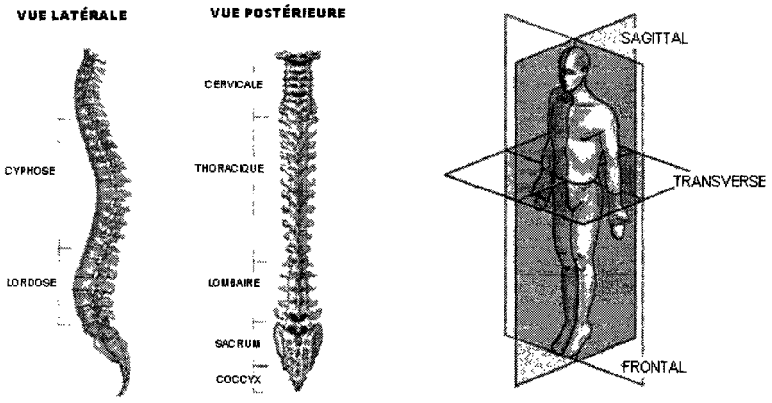


**Figure 1.1. Segments du rachis sain. Plans d'orientation du corps (Marieb, 1993)**

La vertèbre est composée d'une partie antérieure de forme cylindrique, le corps vertébral, et de l'arc vertébral, partie postérieure qui supporte les apophyses transverses et épineuse. Les apophyses articulaires supérieures et inférieures sont des surfaces de contact avec les vertèbres sous- et sus-jacentes. Elles contraignent la rotation de la liaison intervertébrale et limitent la mobilité du rachis (White, 1971). Les ligaments costo-vertébraux attachent les côtes de la cage thoracique aux vertèbres au niveau des apophyses transverses et du corps vertébral.

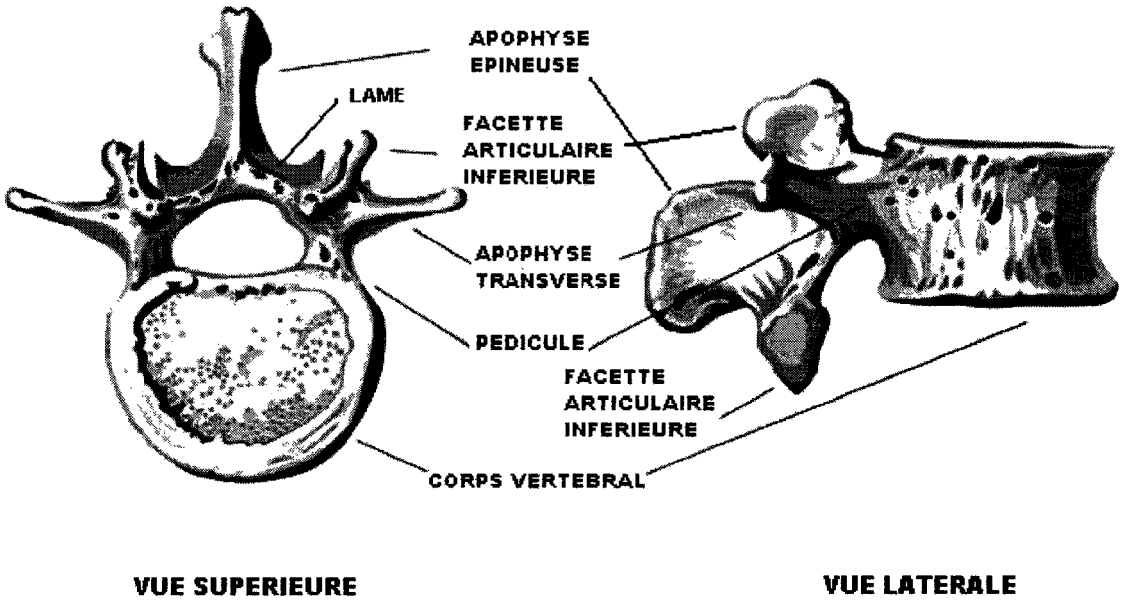


**Figure 1.2 Parties anatomiques de la vertèbre, vertèbre lombaire typique (Marieb, 1993)**

Le corps vertébral est constitué d'un noyau d'os spongieux trabéculaire renforcé par une mince couche d'os cortical. La zone corticale a un module de rigidité d'environ 12 GPa et s'étend sur presque toute la surface de la vertèbre. La rigidité de l'os spongieux est près de 100Mpa (Skalli et coll., 1993). Le corps vertébral supporte des fortes charges en compression présentes dans le rachis. Le disque intervertébral est un élément flexible situé entre les corps vertébraux de deux vertèbres voisines. Il est composé de deux parties : une masse centrale de tissu pulpeux (nucleus) et une série d'anneaux concentriques (annulus) qui entourent le noyau. Le disque intervertébral est responsable de la mobilité intervertébrale.

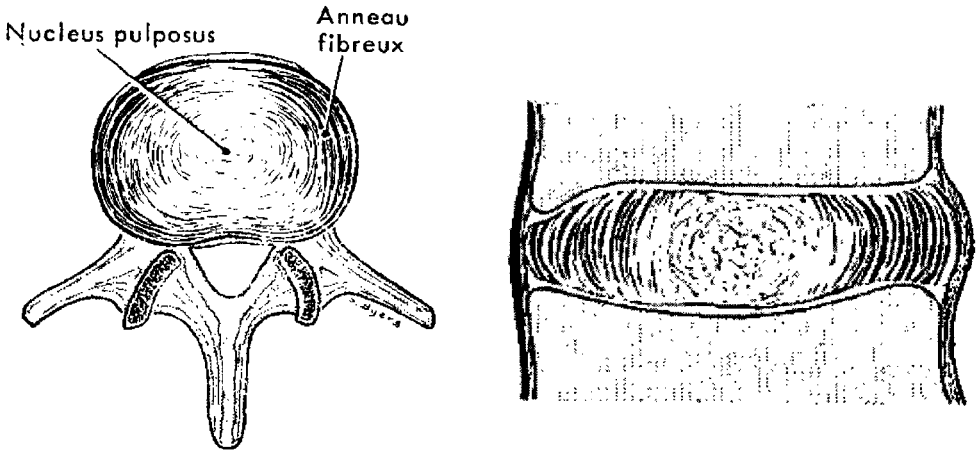


**Figure 1.3 Disque intervertébral : vue verticale et transversale (Basmajian, 1976)**

Les ligaments qui longent le rachis ont un rôle stabilisateur et protecteur en limitant les mouvements intervertébraux excessifs. Les ligaments longitudinaux, antérieur et postérieur, relient les parties antérieure et postérieure des corps vertébraux sur toute la

longueur de la colonne vertébrale. Le ligament jaune s'étend entre deux lames adjacentes des arcs vertébraux. Les apophyses épineuses adjacentes sont réunies par le ligament interépineux, tandis que le ligament surépineux s'étend sur la longueur de plusieurs apophyses épineuses.

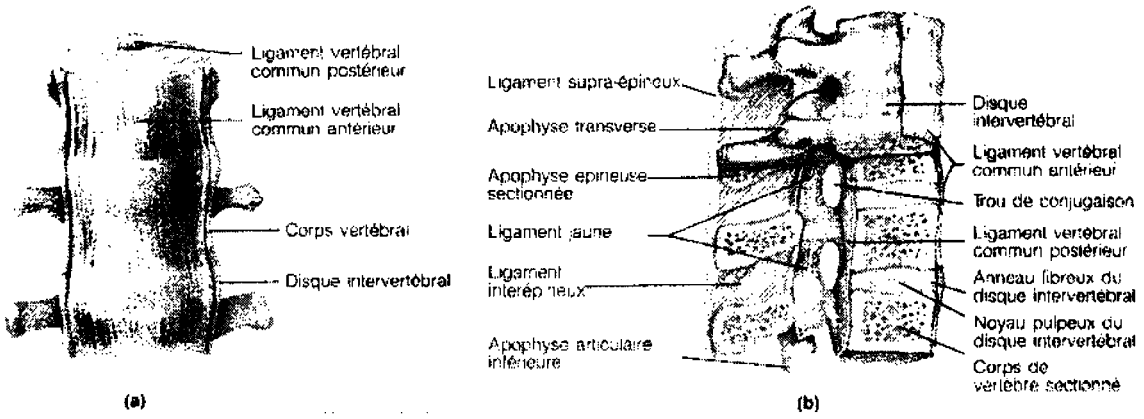


**Figure 1.4 Principaux ligaments du rachis (Marieb, 1993)**

Le rachis lombaire est très flexible grâce à l'épaisseur des disques intervertébraux. Dans la région thoracique du rachis, la mobilité intervertébrale est moins ample. Cependant, le nombre plus élevé de vertèbres permet une bonne mobilité globale de ce segment du rachis.

### 1.1.2 Anatomie descriptive et biomécanique du tronc

La cage thoracique est une structure composée de douze côtes, du sternum et du système musculo-fibro-ligamentaire qui supporte les côtes et le sternum. Les côtes s'attachent

aux vertèbres au niveau thoracique, par des articulations ligamentaires qui lient la tête de la côte aux apophyses transverses des vertèbres adjacentes, ainsi qu'au corps et au disque de la vertèbre adjacente.

La cage thoracique a l'apparence d'un cône tronqué, dont les parois latérales sont formées par les côtes et les parois antérieure et postérieure par le sternum et le rachis. Sa forme et la rigidité de l'assemblage de ses composantes augmentent le moment d'inertie du rachis et limitent sa mobilité, en particulier dans la région thoracique (Andriacchi et coll., 1974). La rigidité du rachis en flexion en plans frontal et sagittal, ainsi qu'en rotation axiale est augmentée par la cage thoracique (Figure 1.5).

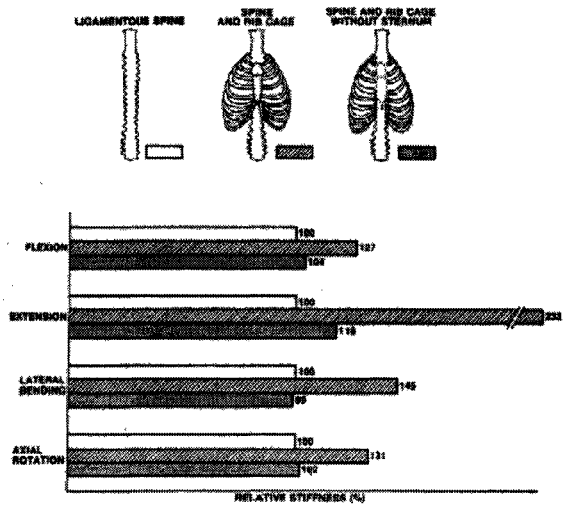


**Figure 1.5 Rigidité du rachis avec et sans cage thoracique (Andriacchi et coll., 1974)**

Le bassin est situé à la base du rachis. Il comprend les vertèbres sacrales qui sont fusionnées et solidaires du bassin. La liaison entre la vertèbre L5 et le sacrum est plus

mobile en inclinaison en plan sagittal (20 degrés) et plus restreinte en rotation axiale et latérale (3-5 degrés), selon White et Panjabi (1990).

## 1.2 Déformations scoliotiques du rachis

Cette étude traite uniquement de la scoliose idiopathique. La scoliose de type idiopathique demeure la plus répandue et représente près de 80% des cas de scoliose. L'étiologie de la scoliose idiopathique adolescente demeure inconnue, toutefois elle a été présentée comme un processus complexe impliquant plusieurs facteurs d'origine génétique et biomécanique (Lowe et coll., 2000).

La scoliose cause la déviation latérale du rachis accompagnée d'une rotation des vertèbres. La scoliose peut être classifiée selon l'endroit de déformation du rachis. Les scolioses les plus communes sont thoracique (dont 90% droite), lombaire (70% gauche), thoraco-lombaire, double courbure thoracique et lombaire et double courbure thoracique (Figure 1.6).

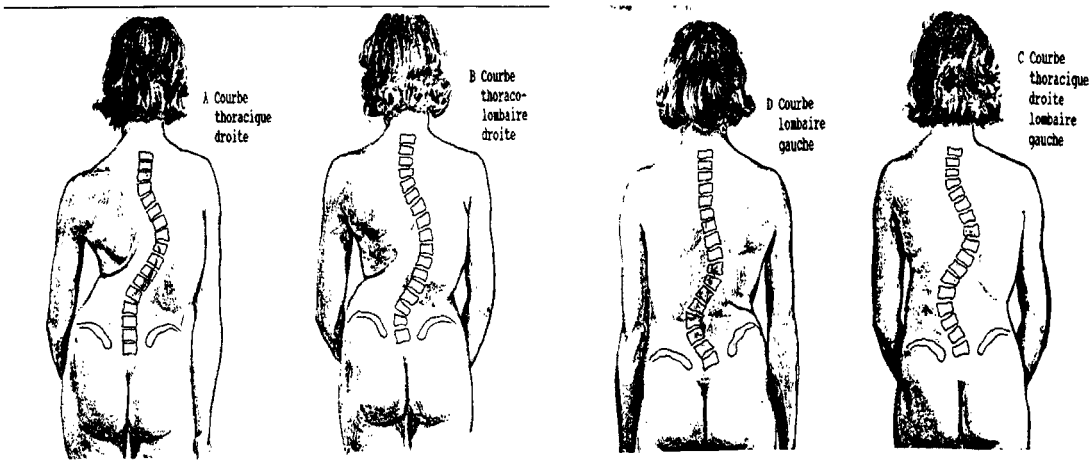


**Figure 1.6 Types de scoliose: thoracique droite, thoraco-lombaire, lombaire gauche, double courbure (Keim, 1978)**

Dans le cas d'une scoliose avec double courbure, la courbe ayant l'angle de Cobb le plus important est dite majeure, tandis que toute deuxième courbe est dite mineure.

### 1.2.1 Indices géométriques pour l'évaluation de la scoliose

Plusieurs indices sont disponibles pour évaluer la déformation du rachis qui caractérise la sévérité d'une scoliose. L'angle de Cobb (Cobb, 1948) est une mesure de la courbure d'un segment du rachis dans un plan (Figure 1.7). L'angle de Ferguson se calcule à l'intersection des deux segments qui unissent les centres des corps vertébraux des vertèbres limites et de la vertèbre sommet. L'angle de Cobb indique systématiquement une valeur majorée de 1.35 de l'angle de Ferguson (Stokes et coll., 1993).

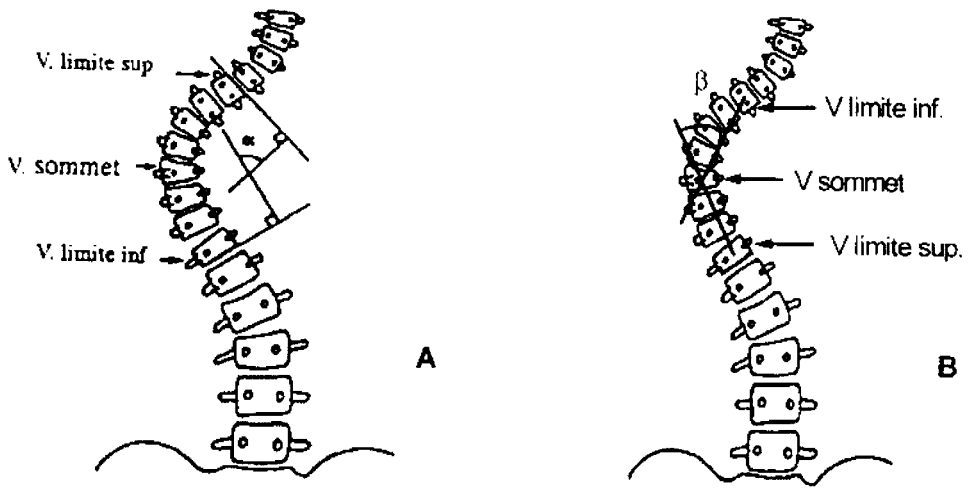


**Figure 1.7 Angle dans le plan frontal du rachis scoliotique A) Cobb B) Ferguson**

L'orientation du plan de déformation maximale (PDM) est un indice de la correction tridimensionnelle des courbures scoliotiques du rachis (Aubin et coll., 1999). Cette mesure indique l'angle entre le plan sagittal et le plan d'adéquation qui contient la déformation scoliotique majeure. Pour un rachis sain, cet angle est de zéro degré puisque les courbures normales du rachis (lordose et cyphose) se trouvent dans le plan sagittal.

### 1.2.2 Biomécanique des déformations scoliotiques

Du point de vue biomécanique, la déformation scoliotique du rachis est entretenue par un mécanisme de déséquilibre des forces agissant sur le rachis. Ce déséquilibre est causé par le décentrement en plan frontal du rachis et affecte également la géométrie et l'amplitude des courbures physiologiques en plan sagittal du rachis (Perdriolle, 1979).

Dans les scolioses sévères, les vertèbres au sommet de la courbure frontale du rachis subissent des efforts non physiologiques importants. Ces efforts peuvent engendrer la cunéiformisation des corps vertébraux, et la déformation de l'arc postérieur ou des apophyses transverses (Aubin et coll., 1998; Perdriolle, 1979). Le rachis subit une rotation axiale au niveau des vertèbres de la courbure scoliotique qui entraîne la rotation de la cage thoracique. Sous l'action de forces asymétriques, la cage thoracique subit des déformations importantes au niveau des côtes (Stokes, 1989; Agostoni et coll., 1966). La mise en évidence de ces déformations est facilitée lorsque la personne se penche par en avant, en inflexion. Ce mouvement met en relief une bosse (gibbosité) au niveau de la paroi postérieure de la cage thoracique, du côté convexe de la courbure scoliotique thoracique.

La biomécanique du tronc scoliotique modifie la flexibilité du rachis. Perdriolle (1979) décrit trois zones de rigidité en inflexion latérale caractéristiques au rachis scoliotique: un segment plus souple à l'apex de la courbure, un segment supérieur plus rigide et un segment inférieur avec une mobilité normale (Figure 1.8).

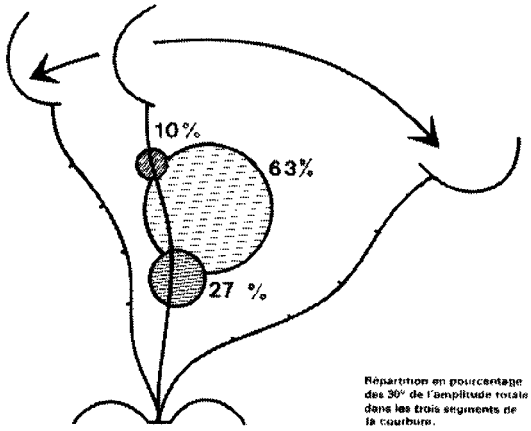


**Figure 1.8 Amplitude de la mobilité de la courbure scoliotique en inflexion latérale, rapportée en pourcentage par segment (Perdriolle, 1979)**

## 1.3 Traitements chirurgicaux de la scoliose

Les cas sévères de scoliose doivent subir une intervention chirurgicale pour prévenir la progression des courbures scoliotiques. L'instrumentation chirurgicale corrige les courbures scoliotiques du rachis et permet l'ostéosynthèse pour maintenir la correction à long terme. Les sections suivantes traitent de l'aspect biomécanique de chacune des étapes importantes de la chirurgie.

Par souci de clarté, des expressions sont utilisées pour identifier les moments de la chirurgie. Ainsi, « pré-opératoire » signifie avant toute intervention chirurgicale (le patient est en position debout); « per-opératoire » signifie pendant la chirurgie, lorsque le

patient est allongé sur la table d'opération; « post-opératoire » signifie après l'opération, lorsque le patient est debout, quelques jours après l'intervention.

### 1.3.1 Préparation du patient

Au moment de la chirurgie, le patient est allongé et sous anesthésie. Sur la table d'opération la partie supérieure du corps est appuyée sur quatre supports (Figure 1.9). Le positionnement du patient joue un rôle important pour la correction de la scoliose. Le relâchement musculaire, la réorientation des forces gravitationnelles et l'appui des supports ont un effet biomécanique marqué au niveau du rachis. Delorme et Labelle (1998) ont documenté des réductions significatives des courbures scoliotiques lors du positionnement du patient sur la table d'opération.

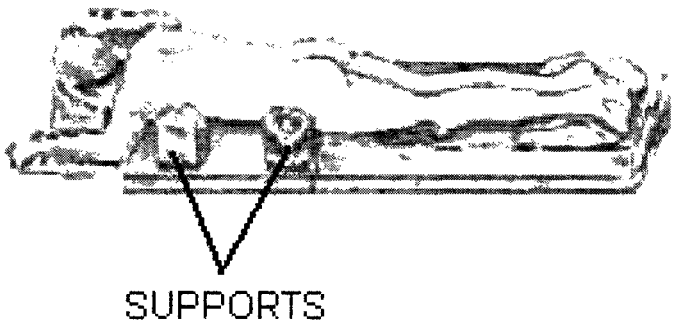


**Figure 1.9 Positionnement du patient sur la table d'opération (Sofamor Danek Group, 1996)**

En plus de l'instrumentation, certains cas très sévères de scoliose nécessitent une intervention particulière pour assouplir le rachis et réduire la scoliose pour faciliter l'installation du système d'instrumentation. Dans ce cas, le patient est installé dans un cadre de traction qui applique une traction longitudinale sur le tronc pendant une durée de quelques jours avant la chirurgie. Juste avant la chirurgie d'instrumentation, une intervention par thoracotomie peut être faite pour enlever les disques intervertébraux sur plusieurs niveaux (discectomie). Les cavités intervertébrales libérées sont remplies de greffe osseuse qui fusionne dans les semaines suivant l'intervention.

### 1.3.2 Biomécanique des systèmes d'instrumentation postérieure

La réduction des courbures scoliotiques est réalisée par l'attachement au rachis d'une instrumentation permanente de correction. Selon l'endroit de fixation sur le rachis, les systèmes d'instrumentation sont de type postérieur (implants insérés sur la lame de la vertèbre) ou antérieur (implants insérés sur le bord du corps vertébral). Cette étude traite des systèmes de type postérieur.

Le rôle du système d'instrumentation est de créer des efforts pour réduire les déformations scoliotiques du rachis et maintenir la correction. Les efforts sont principalement générés par des tiges dont la forme est proche de celle du rachis sain. Les tiges sont attachées au rachis grâce à des implants (vis, crochets) ou des fils d'acier qui se fixent sur les vertèbres. Une fois le système installé, il forme avec le rachis un

assemblage relativement rigide. Les systèmes d'instrumentation sont généralement faits en alliage d'acier inoxydable ou en titane.

Le corps fileté de la vis s'insère à travers la lame et dans le canal pédiculaire, de chaque côté de la vertèbre, jusqu'au corps vertébral (Figure 1.10). Il existe des vis fixes et pluriaxiales. La particularité de la vis pluriaxiale est que la partie de la vis qui s'attache à la tige est mobile par rapport à la partie qui se fixe à la vertèbre. La rotation entre les deux parties est libre autour de l'axe longitudinal de la vis et limitée à quelques degrés autour de deux autres axes.

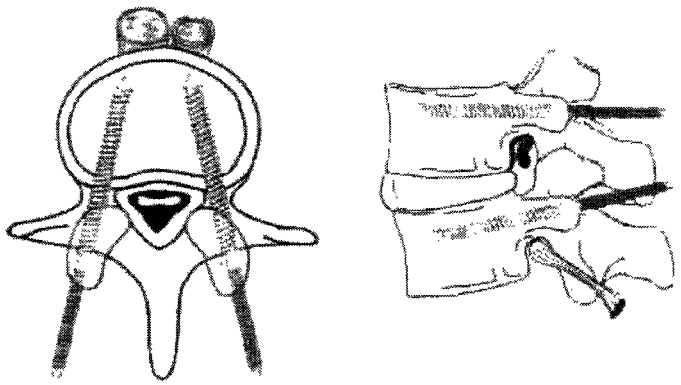

**Figure 1.10 Insertion d'une vis pédiculaire fixe sur la vertèbre (Sofamor Danek Group, 1996)**

Les crochets s'attachent sur l'arc vertébral et sont classés selon l'endroit de fixation sur la vertèbre. Il existe des crochets lamaires inférieurs ou supérieurs, d'apophyse transverse et pédiculaires (Figure 1.11). Chacun de ces types peut se présenter avec plusieurs morphologies pour s'adapter aux variations géométriques des vertèbres. Pour augmenter

la rigidité de la fixation avec la vertèbre, certains crochets disposent de vis de fixation ou d'agrafes qui se serrent contre la surface osseuse.

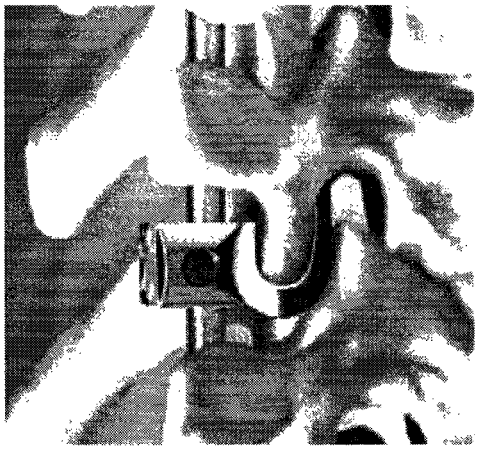

**Figure 1.11 Insertion d'un crochet pédiculaire sur la vertèbre (Sofamor Danek Group, 1996)**

Les tiges ont une section transversale circulaire constante, parfois avec une texture diamantée sur la surface, pour une meilleure adhérence des implants. Le diamètre varie généralement entre 4.0 et 7.0 mm et la longueur est choisie selon le type et l'étendue de la scoliose. L'alliage d'acier inoxydable confère aux tiges un niveau de rigidité relativement élevé. Le module d'élasticité est de 194 GPa tandis que la limite d'élasticité est de 450 MPa. La rigidité de la tige est supérieure pour forcer le rachis à se déformer et s'ajuster selon la forme de la tige. Pour donner une forme à la tige (manœuvre de cintrage) avant son installation sur le rachis, le chirurgien utilise des pinces qui donnent une déformation permanente à la tige. La tige est généralement déformée dans un plan,

pour s'ajuster aux courbures normales du plan sagittal du rachis et pour éliminer les courbures du plan frontal.

Un ensemble de deux tiges, une pour chaque côté du rachis, est habituellement employé pour corriger la déformation scoliotique. Des barres transversales rigides peuvent connecter les deux tiges pour augmenter la rigidité du système après la chirurgie (Dubousset, 1993).

Une greffe osseuse est déposée sur l'espace postérieur avivé du rachis à l'endroit de la section instrumentée, après la résection des apophyses épineuses. La fusion osseuse a lieu dans les semaines suivant la chirurgie et assure alors une stabilisation complète de la section instrumentée du rachis.

### 1.3.3 Description et biomécanique du système Cotrel-Dubousset Horizon

La méthode proposée par Cotrel et Dubousset (Cotrel et coll., 1988; Dubousset, 1993) permet la correction des déformations scoliotiques par l'attachement d'une tige pré-formée du côté de la concavité de la courbure scoliotique. Les efforts correcteurs sont principalement introduits par une manœuvre de rotation de la première tige installée. Cette manœuvre force la translation des vertèbres vers le plan sagittal dans la même direction que la tige. Les courbures en plan frontal du rachis sont ainsi réduites et les courbures sagittales sont régénérées. Les corrections résultantes sont stabilisées par

l'ajout d'une deuxième tige et de dispositifs de traction transverse. Dans le cas de scolioses moins sévères, le système peut être installé sans manœuvre de rotation.

Plusieurs étapes (Figure 1.12) sont nécessaires pour l'installation appropriée du système Cotrel-Dubousset Horizon (CDH). Les étapes qui ont une incidence mécanique sur le rachis sont les suivantes :

1. Relâchement antérieur (selon la sévérité de la scoliose)
2. Résection des apophyses épineuses et des ligaments paraspinaux;
3. Installation des implants sur les vertèbres;
4. Déformation (cintrage) de la première tige;
5. Insertion de la première tige sur les implants et ajout des écrous avec un léger serrage pour garder la tige en place;
6. Rotation de la tige;
7. Serrage à fond des écrous des implants;
8. Déformation de la deuxième tige;
9. Insertion de la deuxième tige sur les implants, ajout et serrage à fond des écrous;
10. Installation des dispositifs de traction transverse.

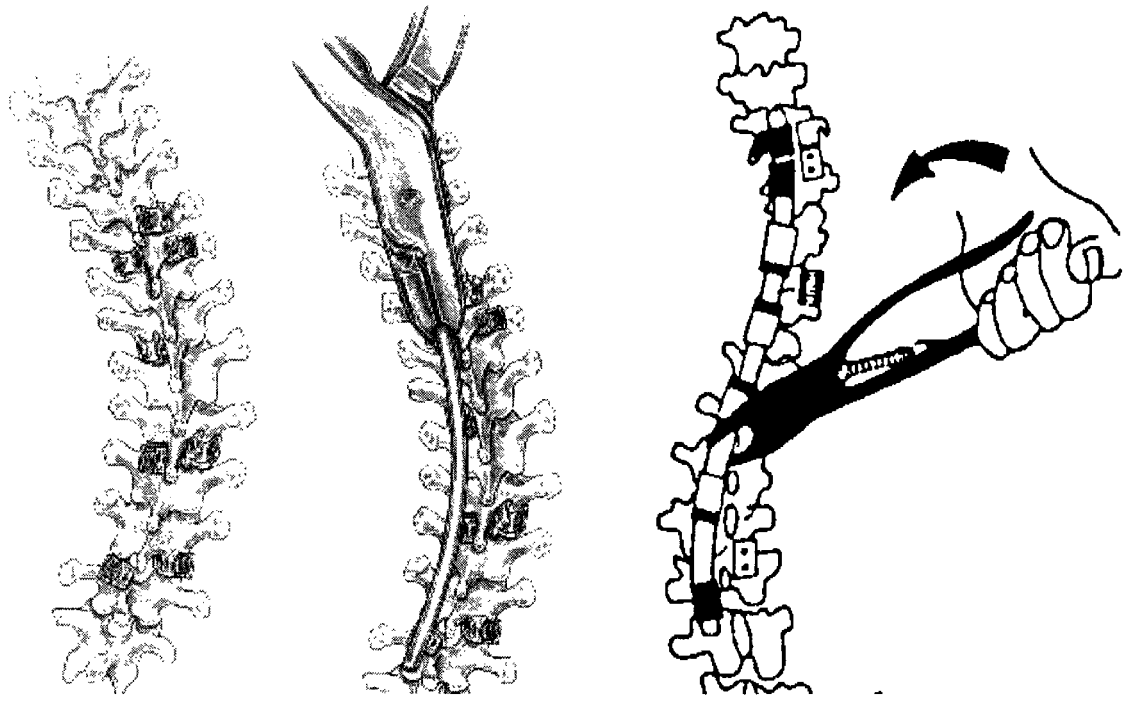

**Figure 1.12 Manœuvres d'instrumentation: pose des implants, insertion et rotation de la tige (Sofamor Danek Group, 1996; Cotrel et Dubousset, 1992)**

La stratégie opératoire du chirurgien détermine l'emplacement, le nombre, le type d'implants à installer sur le rachis, le diamètre, la longueur et la forme des tiges, l'utilisation ou non de la manœuvre de rotation de la première tige installée. Le choix des vertèbres à instrumenter avec des implants est basé sur les zones du rachis qui doivent être contraintes directement par l'instrumentation. Ce choix dépend principalement de l'étendue de la scoliose, de son type ainsi que de la flexibilité du rachis qui est évaluée avant la chirurgie par des tests d'inclinaison latérale du patient.

L'insertion de crochets pédiculaires nécessite la résection des apophyses articulaires inférieures, ce qui augmente également la mobilité de la section instrumentée du rachis.

Certains chirurgiens optent pour une résection des côtes du côté de la gibbosité de la cage thoracique pour des raisons esthétiques. L'incidence mécanique de cette intervention n'est pas claire, cependant elle pourrait avoir un effet réducteur sur les déformations scoliotiques du rachis (Sevastik et coll., 1990).

Le système CDH apporte une correction tridimensionnelle de la scoliose. Les études s'accordent généralement pour dire que le système assure des réductions importantes des courbures frontales du rachis et de l'orientation du plan de déformation maximale (Delorme et Labelle, 1998; Labelle et coll., 1995; Gray et coll., 1991). Cependant, même si l'amplitude de ces corrections est importante, elle n'est jamais complète. La rotation axiale du rachis, mesurée au niveau de la vertèbre apicale, semble ne pas être corrigée adéquatement par l'instrumentation et ne représente pas un indice fiable de la correction de la scoliose (Labelle et coll., 1995; Delorme et coll., 2000; Gray et coll., 1991). Le système CDH procure une restauration partielle des courbures sagittales physiologiques (Delorme et Labelle, 1998; Labelle et coll., 1995; Gray et coll., 1991).

### 1.3.4 Modèles de simulation de la chirurgie d'instrumentation du rachis

La modélisation analytique pour l'analyse biomécanique des systèmes d'instrumentation du rachis a fait l'objet de plusieurs études. Dans un premier temps, étant donné les

ressources limitées par la puissance de calcul numérique disponible, les modèles développés présentaient un nombre de degrés de liberté réduit. Ainsi, plusieurs études utilisant la méthode de calcul par éléments finis ont porté sur l'évaluation mécanique de systèmes rigides de fixation appliqués à des courts segments de rachis (Goel et coll., 1988; Liu et coll., 1998; Skalli et coll., 1993; Duffield et coll., 1993; Puttlitz et coll., 2001). Ces modèles sont souvent des segments de 2-3 vertèbres, auxquelles sont attachés des courts segments d'instrumentation. Les contraintes dans l'instrumentation et dans le segment rachidien sont évaluées en simulant un chargement appliqué sur le segment de rachis. Ces études ont permis d'améliorer les connaissances sur la rigidité des segments rachidiens instrumentés ainsi que sur la résistance mécanique des systèmes d'instrumentation.

D'autres modèles analytiques ont été développés pour étudier la biomécanique des manœuvres d'instrumentation de segments rachidiens de plusieurs vertèbres (Subbaraj et coll., 1989; Viviani et coll., 1986; Jayaraman et coll., 1989; Ghista et coll., 1988). Dans ces études, des efforts sont appliqués par itération jusqu'à la correction de la déformation scoliotique. Généralement, ces modèles sont bi-dimensionnels et peuvent reproduire adéquatement les corrections de la courbure frontale du rachis. L'intérêt de ces modèles était la prédiction de l'amplitude des efforts requis pour corriger une courbure particulière du rachis.

Une modélisation complète du rachis instrumenté, parfois accompagné d'un modèle de cage thoracique, a été proposée dans plusieurs études récentes. Ces modèles, présentés dans les paragraphes qui suivent, ont apporté plus de précision dans la représentation des efforts réels générés par les systèmes d'instrumentation.

L'étude de Stokes et Gardner-Morse (1993) a présenté un modèle par éléments finis du rachis thoracique et lombaire, de la cage thoracique et du système d'instrumentation Harrington. La simulation a été réalisée sur la géométrie pré-opératoire du tronc et les résultats ont été évalués par rapport aux données post-opératoires en position debout. Le système d'instrumentation est représenté par des crochets et par une tige composée de trois éléments de type poutre. Les crochets sont attachés aux vertèbres par des liens permettant la rotation relative selon les axes latéral et longitudinal du crochet. Comme conditions aux limites du rachis, les vertèbres inférieure et supérieure du rachis peuvent tourner en flexion-extension, tandis que la vertèbre supérieure peut se déplacer sur un axe vertical. La simulation de la technique chirurgicale est réalisée en appliquant des déplacements sur les crochets pour les attacher à la tige. Les résultats des simulations effectuées pour six cas réels de chirurgie ont montré une correction du rachis légèrement sous-estimée dans le plan frontal. Par rapport aux observations réelles, la plupart des simulations ont prédit une aggravation de la cyphose et une diminution insuffisante de la lordose.

En 1994, Gardner-Morse et Stokes ont présenté un modèle par éléments finis pour la simulation de l'instrumentation du rachis avec le système CD (Gardner-Morse et Stokes, 1994). Le but de cette étude a été d'analyser la biomécanique de la manœuvre de rotation dans le cas de l'instrumentation avec le système Cotrel-Dubousset. Deux modèles de rachis ont été utilisés, avec des courbures thoraciques droite de 65° et 40° et sans déformation dans le plan sagittal. Le rachis est représenté par un segment de sept vertèbres, instrumenté sur toute sa longueur. Le système d'instrumentation est composé d'une tige flexible composée de trois poutres, et de quatre crochets représentés par des corps rigides. Les crochets sont connectés aux vertèbres par des joints permettant la rotation selon les axes latéral et longitudinal du crochet. Les crochets peuvent tourner autour de l'axe longitudinal de la tige. La simulation des manœuvres d'instrumentation reproduit l'attachement de la tige aux implants, la rotation de la tige et le serrage des implants. Comme conditions aux limites du rachis, le déplacement vertical de la vertèbre apicale est contraint et les vertèbres inférieure et supérieure peuvent seulement tourner dans les plans sagittal et frontal et se déplacer selon un axe vertical. Les résultats ont montré une réduction à 50° de l'angle du plan de déformation maximale du rachis, une réduction de plus de 50% de la déformation frontale et une augmentation importante de la courbure cyphotique. L'angle de rotation axiale de la vertèbre apicale n'a pas été corrigé adéquatement par la simulation des manœuvres d'instrumentation. Les moments de torsion nécessaires pour la rotation de la tige étaient inférieurs à 10 Nm.

Le Borgne (1998a) a développé une approche pour la simulation d'un cas de chirurgie par le système Cotrel-Dubousset. Un modèle de rachis par la méthode des éléments finis avec cage thoracique et bassin a été utilisé (Aubin et coll., 1995; Gauvin, 1996; Descrimes, 1995). Les implants (vis et crochets) sont représentés par des poutres et sont attachés par des liaisons fixes aux vertèbres. La tige est modélisée par des poutres et est connectée aux implants par des liaisons assurant la rotation et la translation de l'implant selon l'axe longitudinal du segment de tige. La forme de la tige provient de mesures radiographiques post-opératoires, l'auteur ayant fait l'hypothèse qu'entre les étapes per-opératoire et post-opératoire les tiges se déforment très peu. La simulation reproduit l'étape per-opératoire. Une traction est d'abord appliquée aux extrémités du rachis. Ensuite, les implants du côté de la concavité de la courbure scoliotique sont attachés à la tige. Le déplacement de la tige pendant la manœuvre de rotation est simulé par des déplacements imposés aux segments de la tige, selon des mesures per-opératoires. Les résultats de la simulation ont été comparés à des mesures radiographiques per-opératoires et post-opératoires. Un seul cas de chirurgie réelle a été simulé, mais l'auteur a été en mesure de conclure sur la faisabilité de la simulation de la chirurgie, étant donné le niveau de concordance entre les résultats simulés et ceux de la chirurgie réelle.

Lafage et coll. (2002) ont utilisé le modèle personnalisé de Le Borgne (1998a; 1998b) pour simuler un cas de chirurgie avec le système Cotrel-Dubousset. La simulation a indiqué des résultats réalistes au niveau de la forme du rachis dans les plans frontal et sagittal, ainsi qu'au niveau de la rotation axiale des vertèbres. Le modèle a été également

utilisé pour simuler la correction de la même scoliose avec trois configurations différentes des implants. L'auteur a conclut sur la faisabilité de l'approche en tant qu'outil pour la prédiction de la correction de la scoliose pour la planification de la chirurgie.

Les modèles par éléments finis représentent des systèmes multi-corps discontinus avec des variations importantes des déplacements et des différences importantes de rigidité entre les composantes d'instrumentation et le rachis. Cette situation comporte des non-linéarités et crée des singularités numériques qui augmentent considérablement le temps de calcul (Aubin et coll., 2003). Des études récentes ont modélisé l'instrumentation du rachis à l'aide du concept de représentation par multi-corps flexibles. Le système est alors décrit par les équations dynamiques du mouvement et par des équations algébriques qui déterminent les contraintes de mouvement entre les corps rigides. Ce qui caractérise ces modèles est le nombre réduit de degrés de liberté, la représentation réaliste des mécanismes des systèmes d'instrumentation et des gestes chirurgicaux et un temps de calcul très court (quelques secondes) pour la résolution des équations de mouvement.

À l'aide de la technique des multi-corps flexibles, Poulin (1998) a crée un modèle biomécanique pour l'instrumentation du rachis. Le modèle a été utilisé pour simuler l'étape per-opératoire d'une chirurgie réelle réalisée avec le système d'instrumentation USS (Synthes-Stratec Inc., Suisse), ainsi que pour la simulation d'une chirurgie sur un modèle physique de rachis avec une scoliose thoracique. Le rachis est composé des

régions thoracique et lombaire. Une poutre à déformation élastique (Timoshenko) représente les éléments intervertébraux, avec des propriétés mécaniques adaptées de la littérature (Gardner-Morse et coll., 1990; Panjabi et coll., 1976). Le système d'instrumentation est composé d'implants (vis et crochets) et d'une tige. Les implants sont des corps rigides attachés aux vertèbres par des liaisons rigides. La tige est modélisée par un seul corps rigide. Les crochets peuvent tourner librement au point d'attachement aux vertèbres. Initialement, les implants sont attachés à la tige par des liens permettant la translation et la rotation sur l'axe longitudinal de la tige. Comme conditions aux limites, la vertèbre L5 peut seulement tourner dans le plan sagittal, tandis que la vertèbre T1 peut tourner dans le plan sagittal et se déplacer seulement sur un axe vertical. La simulation de la chirurgie représente les étapes per-opératoires de la chirurgie réelle. En première étape de la simulation de la chirurgie, la tige est déplacée vers le rachis et tous les implants sont attachés à la tige. Une fois la tige attachée, une rotation lui est appliquée pour redresser les courbures scoliotiques puis tous les joints sont bloqués. La simulation de la chirurgie réelle a bien corrigé le plan frontal tandis que dans le plan sagittal l'amplitude et l'évolution des corrections ont été moins bien reproduites. L'auteur a noté que la simulation de la chirurgie du modèle physique a donné des meilleurs résultats, parce que les conditions aux limites de ce modèle sont fidèlement représentées par le modèle analytique. L'analyse des résultats des deux simulations réalisées a permis à l'auteur de conclure quant à la faisabilité de la modélisation par des mécanismes flexibles pour simuler la chirurgie du rachis.

Aubin et coll. (2003) ont repris le modèle de rachis de Poulin (1998) pour simuler trois cas réels de chirurgie avec le système Cotrel-Dubousset Horizon. Ce modèle utilise comme conditions aux limites du rachis une contrainte qui limite le mouvement de la dernière vertèbre inférieure instrumentée à la rotation en plan frontal. Les implants sont initialement liés aux vertèbres par des joints permettant la rotation autour de l'axe longitudinal de l'implant. Le modèle simule l'attachement aux implants de la première tige, la manœuvre de rotation et finalement le serrage complet de la tige. Le modèle de la première tige est représenté par un corps rigide dont la géométrie est obtenue de reconstructions radiographiques post-opératoires. La géométrie initiale du modèle de rachis est celle de la configuration per-opératoire (allongé sur la table d'opération) avant l'instrumentation. Les résultats des simulations ont été évalués au niveau des corrections géométriques du rachis (comparaison avec les radiographies per-opératoires après l'instrumentation) et au niveau des contraintes mécaniques dans l'instrumentation pendant la chirurgie. L'analyse des résultats a montré que les trois simulations produisent des corrections adéquates du rachis. Les forces engendrées par la simulation des gestes chirurgicaux sont par endroit très élevées à cause des degrés de liberté insuffisants qui génèrent un état de sur-contrainte (hyperstatisme) dans l'instrumentation. Les auteurs ont comparé leur modèle avec ceux basés sur la méthode par éléments finis et concluent sur les avantages (représentation plus réaliste des manœuvres de chirurgie, convergence des calculs, temps de simulation) de la modélisation par multi-corps flexibles.

Verniest (2003) a également repris le modèle de rachis de Poulin (1998) pour modéliser la chirurgie de la scoliose avec le système d'instrumentation Colorado 2. Les manœuvres d'instrumentation du système sont modélisées avec le souci du détail à l'aide de 26 étapes de simulation. Les implants et les tiges sont représentés par des corps rigides. Les vis et les crochets pédiculaires sont attachés aux vertèbres par des liens rigides, tandis que les crochets lamaires sont liés aux vertèbres par des joints sphériques. Deux tiges sont installées pendant les simulations. Les mêmes conditions aux limites que celles utilisées par Poulin (1998) contraignent le rachis. La simulation reproduit les gestes chirurgicaux de l'étape per-opératoire. Les résultats de la simulation sont comparés à des données radiographiques per-opératoires, à la fin de l'instrumentation. Un cas réel de chirurgie a été simulé. Les résultants ont montré que les forces générées pendant la simulation sont inférieures à celles notées par Aubin et coll. (2003). L'angle Cobb frontal simulé était près de la réalité, avec une cyphose sur-corrigée de 4 degrés, cependant avec une rotation axiale au niveau de la vertèbre apicale sur-corrigée de 35°. L'auteur a suggéré que l'ajout au modèle d'une deuxième tige améliore la correction des courbures sagittales du rachis.

Petit (2003) a aussi utilisé la technique de multi-corps flexibles pour modéliser la chirurgie d'instrumentation avec le système Colorado 2. Les vertèbres sont modélisées par des corps rigides, tandis que la liaison intervertébrale est modélisée par un joint sphérique associé à des ressorts en torsion selon les trois axes de rotation. La mobilité de la liaison intervertébrale est définie selon des données de la littérature combinées à des paramètres obtenus par une technique de personnalisation de la mobilité en plan frontal

du rachis instrumenté (Petit et coll., 2004). Les implants sont attachés aux vertèbres par des liens mobiles (crochets) et fixes (vis). La première tige est représentée par un corps rigide dont la forme est reconstruite à partir de radiographies post-opératoires. Les vertèbres inférieure et supérieure sont contraintes pour tourner seulement dans les plans sagittal et frontal et au niveau de la vertèbre supérieure seul le déplacement vertical est permis. La simulation reproduit la période per-opératoire. Sept cas de chirurgie avec manœuvre de rotation de la première tige ont été simulés. L'analyse des résultats de simulation a indiqué une correction réaliste de la courbure frontale du rachis. Le changement de la courbure sagittale et l'orientation du plan de déformation maximale sont prédits adéquatement dans la moitié des cas simulés. Les efforts requis pour la rotation de la tige sont réalistes, cependant les efforts nécessaires pour approcher la tige des implants lors de son installation sont très élevés et atteignent parfois la limite de rupture des pédicules. L'auteur explique l'état de sur-contrainte du modèle par la simplification de la représentation des mécanismes du système d'instrumentation. D'autres causes de la sur-contrainte seraient les conditions aux limites trop contraignantes et l'imprécision au niveau du positionnement des implants sur les vertèbres. L'auteur conclut sur la capacité du modèle développé à prédire les corrections géométriques du rachis.

# CHAPITRE 2. MÉTHODOLOGIE

## 2.1 Résumé de la problématique, objectifs et approche globale

Les scolioses idiopathiques sévères nécessitent une intervention chirurgicale par instrumentation pour réduire et stabiliser les déformations pathologiques du rachis. Les configurations d'installation des systèmes d'instrumentation varient d'un chirurgien à l'autre, ce qui peut influencer le niveau de correction de la scoliose (Vaughan et coll., 1996; Bridwell, 1994; Hamill et coll., 1996). La possibilité d'anticiper le résultat d'une intervention chirurgicale présente au moins deux intérêts. D'une part, ça permet de confronter les résultats de deux configurations d'instrumentation différentes appliquées au même rachis. De cette manière, un chirurgien peut évaluer plusieurs approches pour sa chirurgie, et en choisir la plus appropriée. De plus, un outil d'anticipation du résultat de la chirurgie est un support pertinent pour l'apprentissage de la chirurgie, en autant qu'il représente un moyen dont l'utilisation est facile, rapide et surtout fiable.

Nous posons comme hypothèse la possibilité de prévoir les résultats de la géométrie post-opératoire du rachis à l'aide d'un modèle analytique de simulation de l'instrumentation du rachis en configuration pré-opératoire.

Ainsi, l'objectif spécifique de cette étude est le développement et la validation d'un modèle biomécanique pour la simulation de la chirurgie du rachis scoliotique avec le

système d'instrumentation Cotrel-Dubousset Horizon (Medtronic Sofamor Danek, Memphis, USA).

L'approche globale pour réaliser l'objectif de cette étude est synthétisée à la Figure 2.1. Cette approche est employée pour simuler a posteriori des chirurgies réelles, dans le but de valider le modèle. Les deux premières étapes constituent le protocole d'acquisition des données géométriques spécifiques à la chirurgie. Ce protocole est repris à chaque fois qu'une chirurgie est simulée. À partir des données géométriques obtenues aux étapes 1 et 2, des fonctions automatiques génèrent le modèle du rachis, des implants et des tiges. La troisième étape résume l'approche employée pour représenter les mécanismes qui assurent l'assemblage et le fonctionnement du modèle de l'instrumentation. La simulation permet de calculer les déplacements et les efforts générés par les manœuvres de chirurgie au niveau du système d'instrumentation et du rachis. La simulation génère la géométrie post-opératoire du rachis instrumenté. Pour valider le modèle de l'instrumentation, les résultats des simulations sont comparés à des données géométriques des chirurgies réelles et avec des données biomécaniques tirées de la littérature.

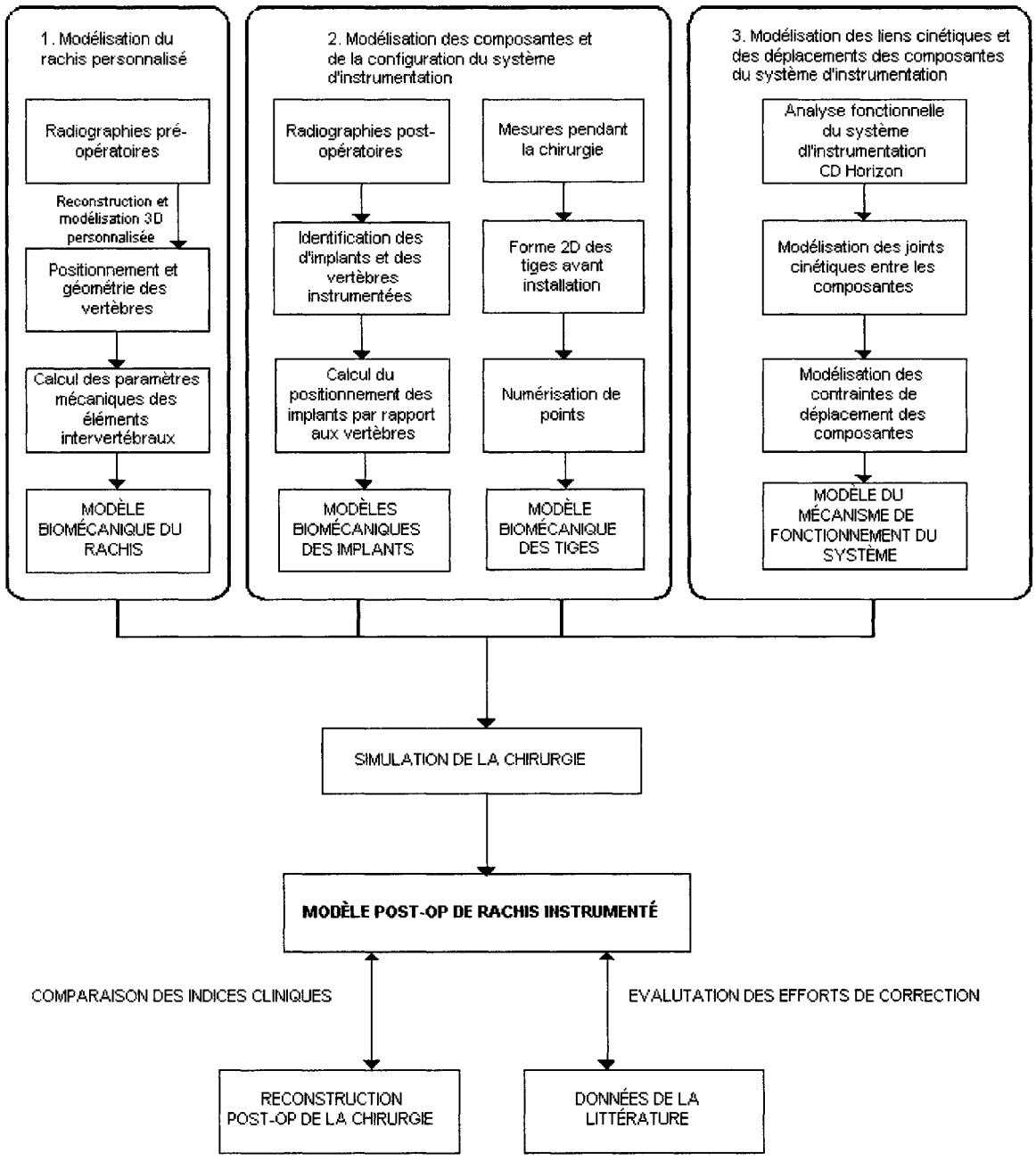


**Figure 2.1 Approche globale de développement et de validation du modèle**

## 2.2 Hypothèses et conditions de simulation

Cette section présente les conditions qui ont servi au choix des cas de chirurgie ainsi que les hypothèses simplificatrices concernant la simulation de la chirurgie.

Cette étude a utilisé des cas de scoliose idiopathique opérés avec le système CDH par deux chirurgiens orthopédistes, H. Labelle et B. Poîtras, entre septembre 2002 et juillet 2003 à l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal. Seuls les cas opérés selon la procédure habituelle décrite dans la Section 1.3.3 ont été retenus.

Les cas avec mise en traction avant la chirurgie ont été exclus, de même que les cas où les tiges ont été cintrées de façon importante après leur installation (cintrage in situ). De plus, les cas où la première tige était cintrée en trois dimensions n'ont pas été considérés car la méthode utilisée pour mesurer la tige ne permettait pas d'obtenir la forme 3D. En effet, dans cette situation la forme de la tige ne peut être obtenue que selon des radiographies post-installation, lorsqu'elle se trouve déjà déformée.

La simulation de la chirurgie a utilisé les hypothèses suivantes :

1. La rigidité de l'instrumentation est très supérieure à celle du rachis associé à la cage thoracique et l'instrumentation affecte principalement la forme du rachis. Pour cette raison, la modélisation de la cage thoracique a été négligée.

2. La forme du rachis non-instrumenté en position debout est influencée par les forces de gravité. Ainsi, compte tenu que l'effet de la gravité est intégré dans la géométrie initiale du rachis, les forces gravitationnelles n'ont pas été modélisées pour la simulation de la chirurgie.

## 2.3 Modélisation du rachis

Le logiciel MSC.ADAMS version 11.0 (MSC.Software Corporation, Santa Ana CA, USA) a été utilisé pour la modélisation et la simulation de la chirurgie. Les calculs mathématiques pour la simulation de la chirurgie sont basés sur la résolution des équations d'Euler-Lagrange pour l'équilibre quasi-statique (Aubin et coll., 2003). Les corps sont dépourvus de masse puisque les accélérations sont négligées dans la simulation.

Des éléments structurels du tronc, seul le rachis est modélisé pour la simulation de la chirurgie. Le modèle de rachis est composé d'éléments intervertébraux et de vertèbres représentant les segments thoracique et lombaire (Poulin, 1998).

Les vertèbres ont été modélisées par des corps rigides. La géométrie des vertèbres est obtenue par une méthode de reconstruction 3D radiographique (Cheriet et al., 1999) et de modélisation géométrique (Aubin et coll., 1995). Six repères anatomiques sont numérisés sur chaque vertèbre à partir de radiographies frontale et latérale (PA0° + LAT)

pré-opératoires. La reconstruction des repères numérisés est améliorée par un algorithme de correction (Dansereau et coll., 1993) qui corrige la position des repères par une technique de lissage. Les six repères sont mis en correspondance avec des repères homologues situés sur des modèles 3D détaillées de vertèbres cadavériques typiques. La géométrie de chacune des vertèbres est alors déformée pour correspondre aux six repères obtenus par la reconstruction radiographique. La déformation des vertèbres est réalisée à l'aide de transformations géométriques basées sur une méthode de krigeage dual (Trochu, 1993; Aubin et coll., 1995; Delorme et coll., 2003). L'erreur de reconstruction est de 2.1±1.5 mm, tandis que l'erreur de modélisation géométrique est de 2.3±2.0 mm (Aubin et coll., 1997).

Les éléments intervertébraux ont été modélisés par une poutre flexible de Timoshenko qui représente globalement le comportement mécanique du disque intervertébral, des ligaments intervertébraux et des ligaments des joints costo-vertébraux (Poulin, 1998). Les propriétés mécaniques et d'inertie de la poutre ont été calculées selon une méthode développée par Gardner-Morse et coll. (1990) à partir de mesures expérimentales de la rigidité des liaisons intervertébrales thoraciques (Panjabi et coll., 1976). Les données de Panjabi ont été utilisées pour ajuster les propriétés des poutres intervertébrales aux niveaux thoracique et lombaire. Les équations pour le calcul de la poutre intervertébrale sont présentées à la Figure 2.2. Dans ces équations : A est l'aire de la section, E est le module de Young, L représente la longueur entre les centroïdes des corps vertébraux des deux vertèbres, G est le module de cisaillement, I est le moment d'inertie, $A^S$ est l'aire de

section en cisaillement. Le module de rigidité « E » et le coefficient de Poisson « ν » ont été choisis arbitrairement (120 MPa et 0.2 respectivement) pour résoudre des équations.

$$
\begin{cases}
I_{xx} = \dfrac{2(1+\nu) * 149000 * L}{E} \\
I_{yy} = \dfrac{110 * L^3}{12 * E}\left[1 + \dfrac{12*(172500/110 - L^2/3)}{L^2}\right] \\
I_{zz} = \dfrac{100 * L^3}{12 * E}\left[1 + \dfrac{12*(169000/100 - L^2/3)}{L^2}\right] \\
A = \dfrac{1010 * L}{E} \\
A^s_y = \text{Section} * \dfrac{(169000/100 - L^2/3)}{I_{zz} * 2(1+\nu)} \\
A^s_z = \text{Section} * \dfrac{(172500/110 - L^2/3)}{I_{yy} * 2(1+\nu)}
\end{cases}
$$

**Figure 2.2 Calcul des propriétés des poutres intervertébrales (Poulin, 1998)**

Les points d'attache de la poutre intervertébrale sont décentrés postérieurement de 30 millimètres par rapport aux centres des corps vertébraux selon le vecteur qui relie le centre du corps vertébral au centre des pédicules. Ce décentrement a été choisi de manière empirique par Gardner-Morse et Stokes (1994) pour améliorer la réponse des rotations intervertébrales dans la simulation de la chirurgie postérieure avec le système Cotrel-Dubousset.

Comme condition aux limites du modèle de rachis, tous les degrés de liberté de la vertèbre inférieure du rachis sont éliminés. Par rapport aux conditions aux limites imposées aux deux extrémités du rachis (en particulier sur les vertèbres T1 et L5), cette

condition limite moins les degrés de liberté du rachis pour assurer un mouvement moins contraint de segment du rachis instrumenté. Il n'y a pas d'efforts sur le rachis au début de la simulation. Le repère global du rachis est défini comme suit : l'axe X pointe vers l'avant, l'axe Y pointe vers la gauche et l'axe Z pointe vers le haut.

Les changements au niveau de la liaison intervertébrale générés par le relâchement antérieur du rachis et par la résection des ligaments épineux et des facettes articulaires inférieures ne sont pas représentés dans le modèle de base du rachis.

## 2.4 Modélisation du système d'instrumentation

Le modèle d'instrumentation représente les composantes mécaniques et le mécanisme de fonctionnement du système d'instrumentation par abord postérieur Cotrel-Dubousset Horizon, CDH (Medtronic Sofamor-Danek, Memphis, USA). Seuls les vis, les crochets, les écrous et les tiges flexibles ont été modélisés. Étant donné que la simulation de la chirurgie s'intéresse à l'effet de correction relié aux manœuvres d'attachement de l'instrumentation, les barres stabilisatrices ne sont pas incluses dans le modèle. En effet, les barres stabilisatrices transverses servent à augmenter la rigidité de la section instrumentée du rachis après l'installation et le serrage des deux tiges.

Une analyse fonctionnelle détaillée du système d'instrumentation a été réalisée pour modéliser adéquatement son mécanisme de fonctionnement (Annexe 1). Cette analyse a permis d'identifier les surfaces fonctionnelles des composantes pour déterminer les

degrés de liberté et les efforts transmis au niveau des liaisons entre les différentes composantes. Le type de liaison entre deux composantes a ainsi été identifié et modélisé par un joint équivalent disponible dans le logiciel de simulation. L'analyse des surfaces fonctionnelles a également été utilisée pour déterminer la façon de modéliser les contraintes de mouvement nécessaires pour simuler les manœuvres d'installation du système d'instrumentation. Les sections qui suivent présentent les concepts de modélisation du système d'instrumentation qui ont résulté de cette analyse fonctionnelle.

### 2.4.1 Modélisation des vis, des crochets et des écrous

Pour les cas de chirurgie simulés, l'identification des vertèbres instrumentées et des types d'implants utilisés a été réalisée sur les radiographies post-opératoires. Le positionnement des implants sur les vertèbres a été calculé selon des repères géométriques situés sur les modèles des vertèbres.

Les deux types de vis pédiculaires (fixe et pluriaxiale) du système CDH ont été modélisés. La vis fixe a été modélisée par un seul corps rigide, tandis que la vis pluriaxiale a été modélisée par deux corps rigides représentant les parties fixe (intra vertébrale) et mobile (extra vertébrale). Les corps de la vis pluriaxiale ont été assemblés par un joint sphérique (Figure 2.3). La rotation du joint est libre autour de l'axe longitudinal (Y) de la vis et limitée à ±28 degrés autour des deux autres axes (X et Z) de la vis. Cette amplitude de rotation correspond au mécanisme de fonctionnement de la vis pluriaxiale. Comme les vis fixes, les crochets et les écrous ont été modélisés par des

corps rigides. Une représentation géométrique réaliste est associée au modèle mécanique de chaque implant.

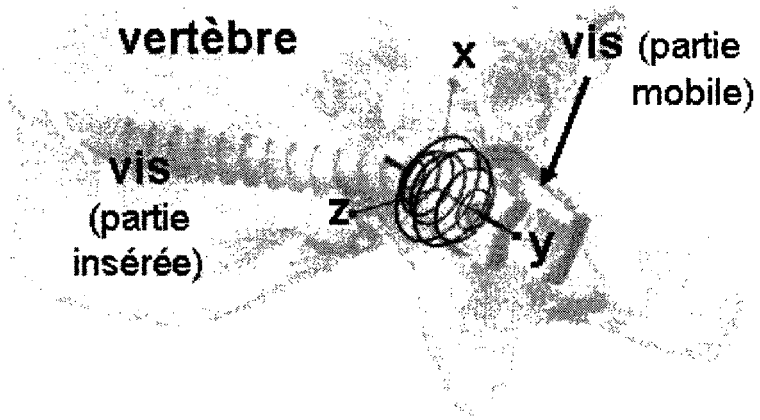


**Figure 2.3 Joint sphérique et composantes de la vis pluriaxiale**

### 2.4.2 Modélisation des tiges

Chaque tige a été représentée par une succession d'environ 20 poutres de Timoshenko de longueur égale. Ces poutres ont une déformation linéaire (élastique) et sont connectées bout à bout. À chaque point d'attachement de deux poutres, un corps rigide est attaché par une liaison fixe, au niveau de son centroïde (Figure 2.4). Ce corps a la forme d'un segment droit.

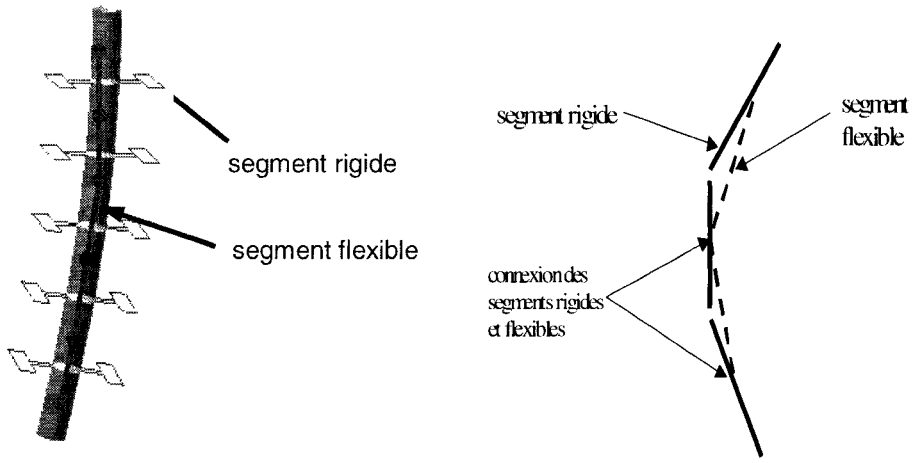


**Figure 2.4 Représentation schématique du modèle de tige déformable**

Les éléments déformables permettent de représenter la flexibilité de la tige, tandis que les segments rigides permettent l'attachement et le mouvement des implants par rapport à la tige. Au début de la simulation, les tiges sont modélisées selon la forme per-opératoire avant installation. Cette forme est obtenue d'après un dessin 2D (calque) de la tige cintrée, réalisé en salle d'opération avant l'installation de la tige. Des points numérisés sur les dessins des tiges sont utilisés pour calculer la position et l'orientation des segments rigides des tiges. Dans certains cas, la forme de la deuxième tige est obtenue par reconstruction à l'aide des radiographies per-opératoires post-instrumentation, en considérant que la tige ne se déforme pas pendant son installation (cette observation est valide pour la deuxième tige seulement). Les propriétés mécaniques et la géométrie des segments flexibles sont celles d'une tige en alliage d'acier inoxydable (E=197 MPa, G=75.7 MPa) avec une section transverse circulaire de diamètre 5.5 mm.

### 2.4.3 Contraintes de mouvement

Les composantes du système d'instrumentation sont connectées par des joints cinétiques qui transmettent les efforts et limitent les degrés de liberté entre chaque composante. Les degrés de liberté et l'amplitude de mouvement de ces liaisons peuvent changer au courant des simulations. Dans cette section, l'ensemble des modélisations de ces liaisons mobiles est décrit selon les étapes de la chirurgie.

Selon l'analyse fonctionnelle réalisée (Annexe 1), le lien entre la vis (fixe et pluriaxiale) et sa vertèbre a été modélisé par une liaison fixe. Le point de fixation se situe au milieu du corps de la vis. Pour tous les types de crochets, la liaison à la vertèbre a été modélisée par un joint sphérique couplé à trois ressorts en torsion selon les trois axes de rotation. Le joint sphérique est placé à l'intersection du plan de symétrie du crochet et de l'axe du rayon de la lame (Figure 2.5). Les ressorts en torsion ont une raideur linéaire qui est choisie pour limiter l'amplitude de rotation à environ 5 degrés. Cette amplitude de rotation a été choisie selon des observations visuelles fournies par des chirurgiens.

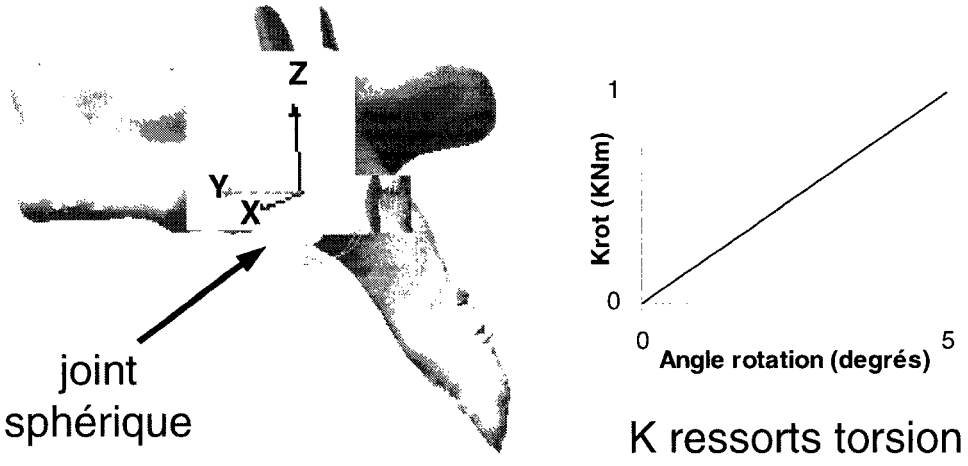


**Figure 2.5 Joint sphérique entre le crochet et la vertèbre et K ressorts**

Pour simuler la manœuvre d'attachement d'une tige, un corps non déformable, dit virtuel, est crée sur la tige à proximité de chaque implant à attacher. Ce corps n'existe pas en réalité, il est utilisé uniquement pour les besoins de modélisation. Le corps virtuel est attaché à la tige par un joint cylindrique qui permet le glissement et la rotation du corps virtuel sur l'axe de la tige (1DDL rotation et 1DDl en translation). Deux joints en translation attachent chaque corps virtuel l'implant correspondant avec deux degrés de liberté (1DDL translation et 1DDL en rotation). Deux contraintes de mouvement imposent le déplacement du corps virtuel vers l'implant entraînant ainsi la translation de la tige vers l'implant. À la fin de cette translation la tige se trouve insérée sur l'implant et le corps d'un écrou est attaché à chaque implant par un lien fixe avec celui-ci. Pendant la manœuvre de translation, la tige est orientée par rapport au rachis en conformité avec le

choix du chirurgien pendant la chirurgie. Pour conserver l'orientation de la tige par rapport au rachis, l'extrémité inférieure de la tige est fixée à l'implant le plus bas. Une fois la première tige attachée dans tous les implants, les corps virtuels, les joints en translation ainsi que les contraintes de mouvement éliminés et des joints cylindriques sont créés pour attacher les implants à la tige avec deux degrés de liberté par rapport à l'axe de la tige (1DDL en translation et 1DDL en rotation. Ces joints cylindriques ont le rôle de garder la tige attachée aux implants.

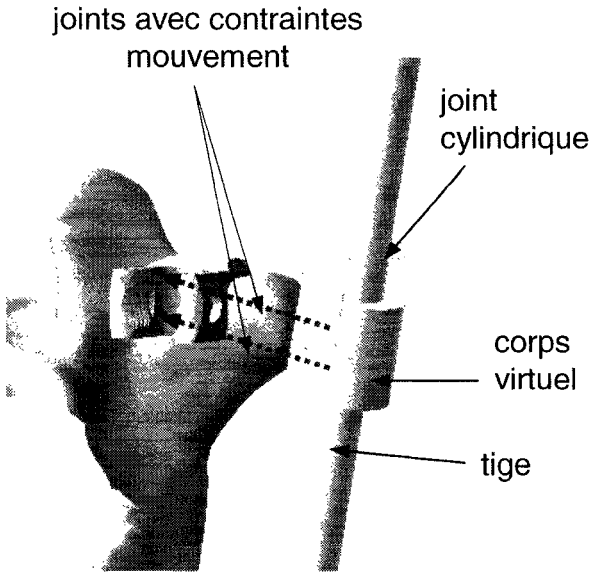


**Figure 2.6 Joints et contraintes de mouvement à l'étape de translation de la tige**

À l'étape de la rotation de la première tige, une contrainte de mouvement de rotation est appliquée entre la tige et l'un des implants, généralement un implant situé vers le centre de la tige. Cette contrainte agit entre la tête de l'implant et le segment rigide de tige le

plus proche et permet à la tige de se déplacer en translation durant la manœuvre. Pour cette manœuvre, le joint cylindrique entre l'implant choisi et la tige est changé en joint charnière (1DDL en rotation autour sur l'axe de la tige), pour contraindre le déplacement longitudinal de la tige. La rotation appliquée est de 90 degrés autour de l'axe du segment rigide de la tige.

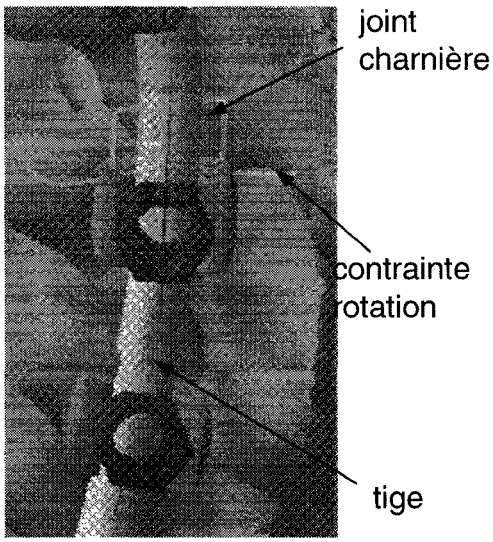


**Figure 2.7 Joints et contraintes de mouvement à l'étape de rotation de la tige**

Pour représenter le serrage à fond des écrous, les liens entre la tige et les implants sont changés en liens fixes et la contrainte de rotation de la tige (si existante) est éliminée. Dans le cas d'une vis pluriaxiale, au serrage à fond de l'écrou, la liaison mobile entre les deux parties de la vis est changée en liaison fixe.

## 2.5 Protocole pour la simulation des manœuvres d'instrumentation

La simulation de la chirurgie se déroule selon les étapes suivantes (Figure 2.8):

1. Création du modèle de rachis personnalisé;
2. Ajout des modèles d'implants et de leur liaison aux vertèbres;
3. Ajout et positionnement du modèle de la première tige;
4. Attachement de la première tige aux implants;
5. Rotation de la première tige (selon le cas);
6. Serrage de la première tige;
7. Ajout et positionnement du modèle de la deuxième tige;
8. Attachement de la deuxième tige aux implants;
9. Serrage de la deuxième tige.

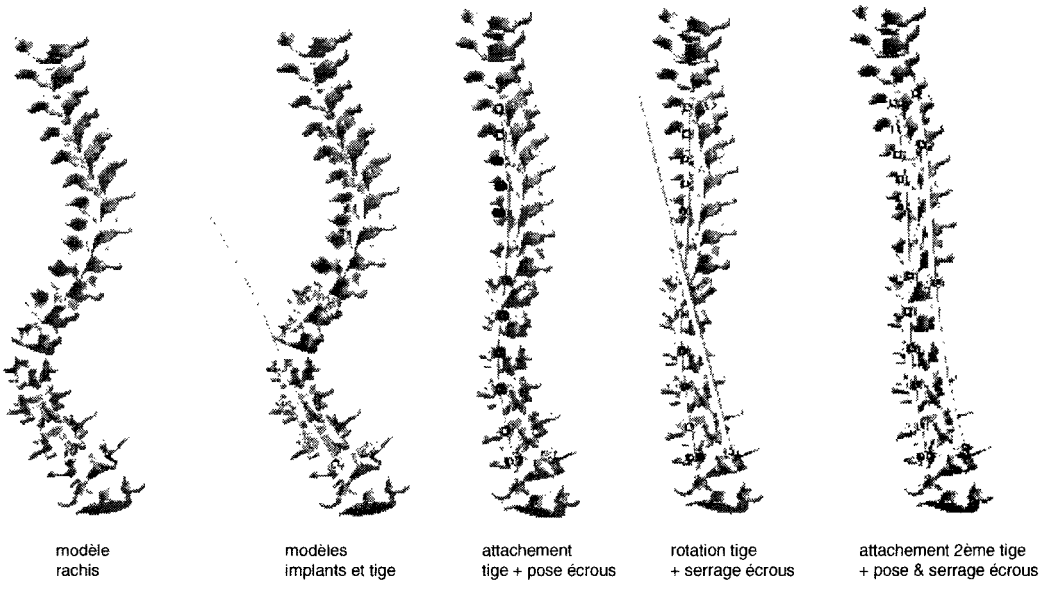


**Figure 2.8 Étapes de simulation d'un cas de chirurgie**

La simulation des étapes de la chirurgie a été automatisée par une série de fonctions paramétriques programmées sous Matlab (MathWorks, Natik MA, USA) qui génèrent dans l'interface Adams le modèle de rachis, des implants et des tiges selon la configuration de départ de la chirurgie. Un fichier de commandes appelle ensuite des fonctions paramétriques écrites en langage Adams qui créent les joints entre les composantes du modèle. Des fonctions paramétriques génèrent ensuite les contraintes de mouvement représentant les manœuvres d'instrumentation et lance le calcul de la simulation. La géométrie du rachis est affichée à l'écran après le calcul de chaque étape de simulation de la chirurgie.

## 2.6 Évaluation du modèle pour la simulation de la chirurgie

Pour évaluer la réponse mécanique et géométrique du modèle de simulation, sept cas de scoliose (identifiés de P1 à P7) instrumentés par abord postérieur avec le système CDH ont été simulés. Les données cliniques des patients sont présentées au Tableau 2.1. Le résultat de la simulation de la chirurgie a été évalué par des indices géométriques de la forme du rachis et par l'amplitude des efforts de correction de la scoliose.

**Tableau 2.1 Données cliniques des cas simulés.**

| Patient | Age | Taille | Sexe | Scoliose | Discectomie | Dérotation | Cobb Pré-op | Cobb Post-op |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| P1 | 19 | 168 | F | Thoracique (D) | non | oui | 45° | 11° |
| P2 | 18 | 153 | F | Thoracique (D) | non | non | 25° | 10° |
| P3 | 14 | 163 | F | Lombaire (G) | oui (T12-L1 à L3-L4) | oui | 88° | 43° |
| P4 | 10 | 136 | M | Thoracique (D) | oui (T5-T6 à T11-T12) | oui | 62° | 20° |
| P5 | 16 | 170 | F | Thoracique (D) et lombaire (G) | non | oui | 30°T, 41°L | 23°T, 12°L |
| P6 | 15 | 158 | F | Thoraco-lombaire (G) | non | oui | 38° | 12° |
| P7 | 13 | 156 | F | Thoracique (D) et lombaire (G) | oui (T9-T10 à L3-L4) | oui | 45°T, 58°L | 26°T, 20°L |

Les modèles analytiques peuvent présenter une imprécision importante de l'inclinaison des plateaux des vertèbres, ce qui peut influencer la mesure de l'angle de Cobb. Pour cette raison, l'angle de Ferguson a été utilisé pour toutes les mesures d'indices géométriques, car cet angle dépend uniquement de l'emplacement des vertèbres utilisées pour la mesure. Ainsi, les indices géométriques évalués ont été les angles de Ferguson des courbures du plan frontal, de la cyphose et de la lordose. L'angle qui indique l'orientation du plan de déformation maximale est également été évalué. Ces mesures ont été réalisées sur le modèle aux étapes de l'attachement de la première tige, de la rotation de la première tige et de l'attachement de la deuxième tige. L'erreur de mesure des indices géométriques dépend principalement du choix des vertèbres limites et apicale qui caractérisent les courbures et de l'erreur de reconstruction de la géométrie du rachis (Stokes et coll., 1993; Jaremko et coll., 2002). Pour tenir compte de cette erreur dans

l'évaluation des tous les indices géométriques de la simulation, seul un écart supérieur à 5 degrés a été considéré comme significatif.

Les efforts générés dans le modèle de rachis instrumenté sont mesurés après l'étape de la pose de la deuxième tige. La force maximale et la moyenne des efforts à la liaison entre les implants et les vertèbres sont évaluées selon les trois composantes exprimées dans le repère local de cette liaison. Dans ce repère, par rapport à la vertèbre, l'axe X pointe vers la droite, Y pointe vers l'arrière et Z pointe vers le haut (Figure 2.9). Le couple requis par la manœuvre de rotation de la tige est également mesuré.

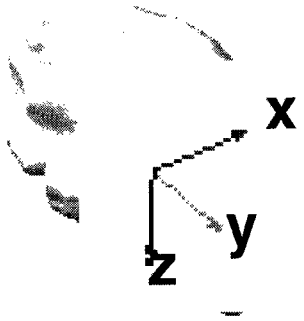


**Figure 2.9 Repère local de la liaison implant-vertèbre**

## 2.7 Études de sensibilité de paramètres de modélisation

La modélisation du système d'instrumentation comporte plusieurs simplifications et hypothèses. Pour comprendre l'importance de ces choix sur les résultats des simulations, certains paramètres de modélisation ont fait l'objet d'études de sensibilité. Les deux

patients utilisés pour les études de sensibilité (P4 et P7) présentent deux types différents de scoliose.

#### 2.7.1.1 Étude sur la discectomie

Les poutres intervertébrales correspondant aux niveaux avec discectomie ont été modifiées pour simuler le changement de propriétés des éléments intervertébraux. Pour évaluer l'effet de la discectomie, le module de Young des poutres intervertébrales a été multiplié par un facteur de 0.5 (E #1 = 60 MPa) et de 0.2 (E #2 = 24 MPa). La borne supérieure est basée sur les travaux de Boudreault (1994), qui a trouvé que le disque intervertébral est responsable d'environ 50% de la rigidité de la liaison intervertébrale. Cependant, la diminution de 50% du module de rigidité de la poutre intervertébrale est une représentation approximative de l'effet de la discectomie. Un deuxième seuil (E #2) choisi arbitrairement plus bas a été utilisé pour évaluer l'effet d'une diminution plus importante de la rigidité de la poutre intervertébrale. Les résultats de ces simulations ont été comparés avec les simulations initiales, selon les critères de la section 2.6.

#### 2.7.1.2 Étude de sensibilité sur l'emplacement des implants

La précision du positionnement et de l'orientation des implants par rapport à la tige peut varier selon la qualité de reconstruction de la géométrie vertébrale. Pour analyser l'effet de l'emplacement des implants sur les résultats de la simulation, des tests ont été réalisés sur trois modèles d'un segment de rachis composé de trois vertèbres (T4-T6)

instrumentées avec des tiges de chaque côté. Le premier modèle a été instrumenté avec des vis pluriaxiales, le deuxième avec des crochets pédiculaires et le troisième avec des vis fixes. Dans la configuration initiale les efforts dans les liaisons implant-vertèbre sont inférieurs à 1.0 N. Dans chaque cas, deux configurations sont testées, chacune de ces configurations faisant l'objet de quatre tests. La première configuration représente une instrumentation de chaque vertèbre par deux implants (6 implants au total). Dans les deux premiers tests, l'implant de gauche de la vertèbre T5 est déplacé vers l'apophyse épineuse de 1 mm et de 2 mm. Dans les deux derniers tests, le même implant est déplacé à partir de sa position initiale sur un axe antéro-postérieur (vers l'avant) de 1 mm et de 2 mm. Dans la deuxième configuration, l'implant de droite de la vertèbre T5 est enlevé et les mêmes tests sont repris sur l'implant de gauche de cette vertèbre. Les efforts au niveau des liaisons entre implants et vertèbres sont mesurés pour toutes les configurations.

L'effet de l'emplacement des implants a également été analysé dans le contexte de la simulation d'une chirurgie. Le positionnement des implants du patient P7 a été modifié en corrigeant leur emplacement et orientation par rapport aux tiges. Ces corrections ont été de l'ordre de 1 à 5 mm pour l'emplacement et de 5 à 10° pour l'orientation. Les résultats de cette simulation ont été comparés aux résultats de la simulation P7 initiale (sans correction de l'alignement des implants), selon les critères de la Section 2.6.

#### 2.7.1.3 Étude de sensibilité sur les conditions aux limites

L'application de conditions aux limites uniquement à une extrémité du rachis peut constituer un conditionnement insuffisant pour évaluer les changements de géométrie des segments du rachis qui ne sont pas instrumentés. La plupart des études sur la modélisation des chirurgies ont imposé des contraintes aux deux extrémités du rachis. Pour évaluer la nécessité de l'utilisation de contraintes aux extrémités du rachis, deux conditions différentes de ce type ont été évaluées. Une de ces conditions (CL#1) correspond au choix le plus souvent utilisé dans les études précedentes (Stokes et Gardner-Morse, 1993; Poulin, 1998; Verniest, 2003). Dans cette condition, les vertèbres inférieure et supérieure du rachis peuvent seulement tourner dans le plan sagittal tandis que la vertèbre supérieure peut se déplacer sur l'axe vertical du rachis. Les axes du repère global du rachis ont été utilisés pour définir ces contraintes. Une deuxième condition aux limites (CL#2) a été évaluée. Par rapport à la configuration CL #1, la rotation de la vertèbre supérieure a été permise seulement dans le plan frontal afin de permettre un meilleur ajustement de la géométrie du rachis dans ce plan. Deux cas de simulation ont été repris, chacun avec deux nouvelles configurations de conditions aux limites. Les résultats ont été comparés aux simulations initiales selon les critères présentés dans la Section 2.6.

#### 2.7.1.4 Étude sur la déformation de la tige

La déformation de la tige est réaliste uniquement si les contraintes ne dépassent pas la limite élastique. Pour évaluer si les contraintes dans la tige dépassent le seuil d'élasticité pendant la simulation, un modèle par éléments finis de la tige isolée a été développé pour les patients P4 et P7. Le modèle de tige par éléments finis a été déformé pour avoir la même forme que celle de la tige à la fin de la simulation de la chirurgie. Les contraintes dans la tige ont été mesurées pendant la déformation, et comparées avec le seuil d'élasticité du matériau de la tige.

# CHAPITRE 3. RÉSULTATS

## 3.1 Indices géométriques des simulations

La Figure 3.1 a) et b) présente les indices géométriques des sept cas simulés. La correction de la courbure majeure frontale est principalement obtenue à la pose et à la rotation de la première tige. Ainsi, l'installation de la première tige est responsable en moyenne de 70% de cette correction tandis que la manœuvre de rotation de la tige apporte en moyenne 26% de correction. La pose de la deuxième tige n'influence pas la correction de la courbure majeure dans le plan frontal. Pour tous les cas, la correction simulée de la courbure majeure dans le plan frontal correspond à celle mesurée sur le patient à l'état post-opératoire (moins de 6 degrés d'écart).

Les changements les plus importants de la cyphose et de la lordose sont obtenus à la pose et à la rotation de la première tige. À la fin de l'instrumentation, la cyphose simulée correspond au résultat de la chirurgie réelle dans tous les cas. La lordose est simulée avec un écart inférieur à 6 degrés par rapport aux résultats de la chirurgie réelle, à l'exception du patient P4 dont la simulation prévoit un angle supérieur de 13 degrés par rapport à la chirurgie réelle.

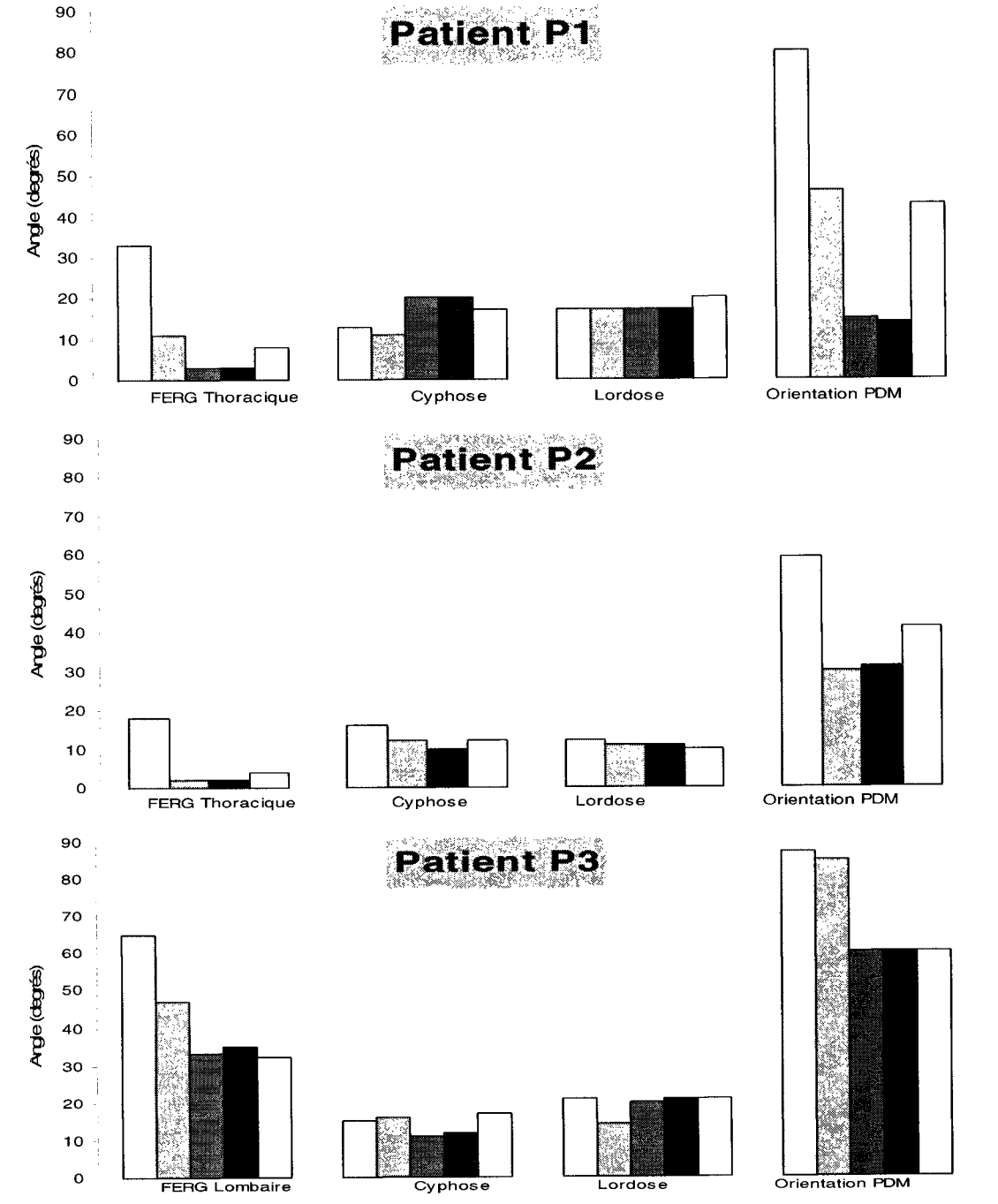


**Figure 3.1 a) Indices géométriques, patients P1-P3 (FERG = angle de Ferguson)**

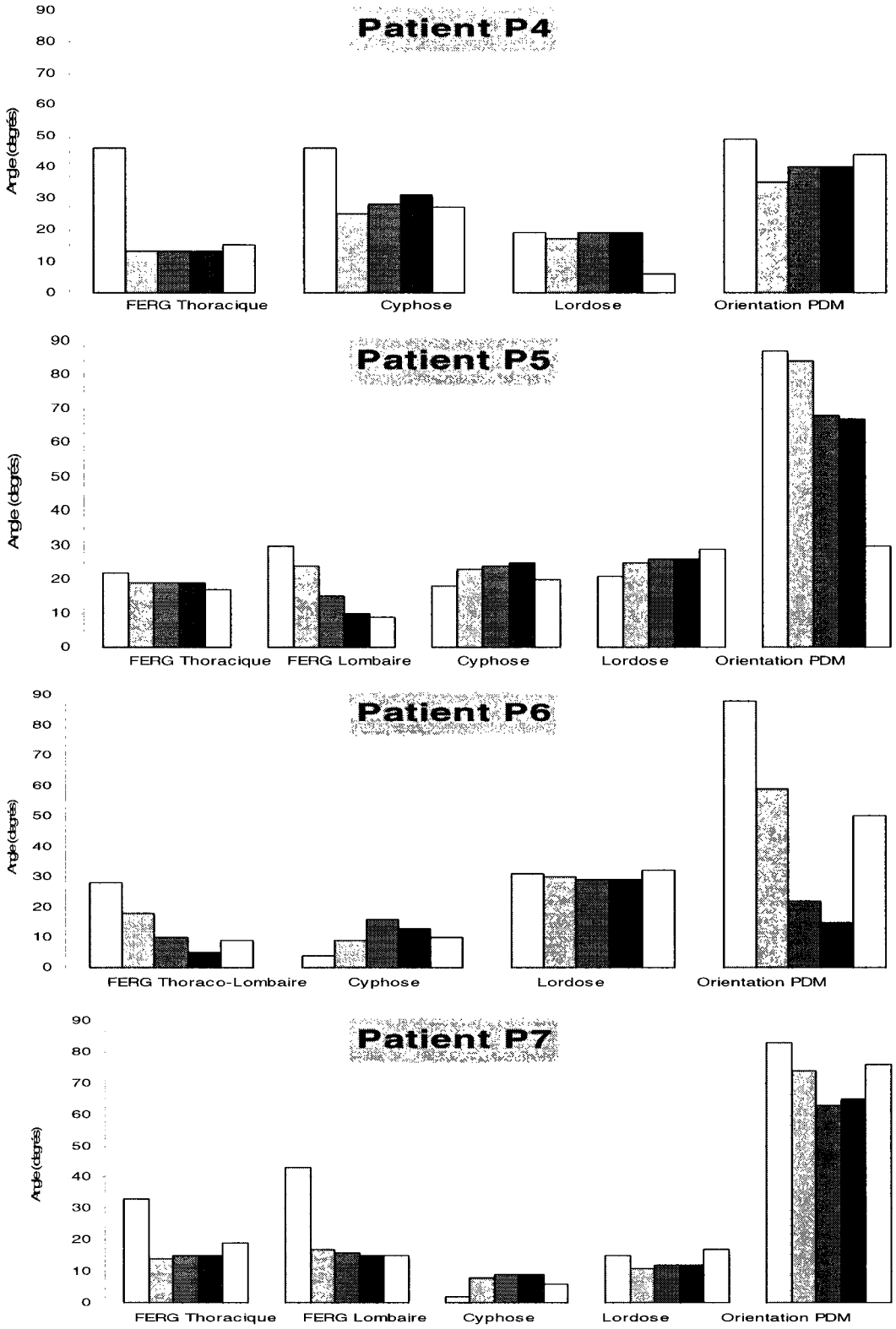


**Figure 3.2 b) Indices géométriques, patients P4-P7 (FERG = angle de Ferguson)**

Les simulations génèrent une diminution de l'angle du plan de déformation maximale. Dans la plupart des cas, la pose et la rotation de la première tige causent le plus de changements de l'orientation du plan de déformation maximale du rachis. Pour les patients P3 et P4, l'orientation du plan de déformation maximale à la fin de l'instrumentation correspond à l'étape post-opératoire de la chirurgie. Pour les autres patients, l'orientation est sous- ou sur-corrigée par un écart par rapport au résultat de la chirurgie qui varie de 20 à 35 degrés.

## 3.2 Analyse des efforts du rachis instrumenté

Le Tableau 3.1 présente les efforts des liaisons implant-vertèbre à la fin des simulations d'instrumentation. L'amplitude des forces latérales moyennes se situe selon le patient entre 110 et 570N, avec des valeurs maximales entre 210 et 1400N. Les forces antéro-postérieures moyennes se situent entre 50 et 225N, avec des valeurs maximales entre 220 et 600N, à l'exception du patient P3 où les forces sont nettement plus élevées. Les forces antéro-postérieures (Fy) agissent principalement pour modifier les courbures sagittales (cyphose et lordose) du rachis. Les forces verticales moyennes de la liaison implant-vertèbre varient entre 32 et 290N, avec des valeurs maximales entre 75 et 800N.

**Tableau 3.1 Efforts dans le modèle instrumenté à la fin de la simulation**

| Patient | Force latérale Fx(N) | | Force antéro-postérieure, Fy(N) | | Force verticale Fz(N) | | Force totale (N) |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | max. | moyenne | max. | moyenne | max. | moyenne | moyenne |
| P1 | 620 | 255 | 330 | 88 | 110 | 40 | 273 |
| P2 | 210 | 110 | 220 | 50 | 75 | 32 | 125 |
| P3 | 1400 | 570 | 2500 | 750 | 800 | 290 | 986 |
| P4 | 650 | 290 | 800 | 135 | 390 | 135 | 347 |
| P5 | 700 | 280 | 400 | 150 | 200 | 100 | 333 |
| P6 | 1100 | 330 | 530 | 200 | 250 | 65 | 391 |
| P7 | 850 | 280 | 600 | 225 | 220 | 80 | 368 |

Les forces totales pour chaque liaison implant-vertèbre sont indiquées à l'Annexe 2. Les efforts moyens les plus élevés se trouvent dans le cas du patient P3, particulièrement au niveau des forces antéro-postérieures dont le maximum atteint 2500N avec une moyenne de 750N. Le patient P2 présente les efforts moyens les moins élevés, en particulier au niveau des composantes latérale et verticale.

Pendant la manœuvre de rotation de la tige, l'implant sur lequel la tige tourne peut aussi effectuer une rotation par rapport à sa vertèbre de fixation. La rotation effective de la tige (Tableau 3.2) représente la rotation imposée à la tige (90 degrés) additionnée à la rotation entre l'implant et sa vertèbre de fixation (ou entre les deux parties de l'implant dans le

cas d'une vis pluriaxiale). Les couples de rotation de la première tige varient entre 2.1 et 17.5 Nm selon le patient, avec une rotation effective de la tige entre 80 et 90 degrés.

**Tableau 3.2 Couple et rotation effective de la 1ère tige**

| Patient | Couple rotation tige (Nm) | Rotation effective de la première tige |
|---|---|---|
| 1 | 3.9 | 90° |
| 2 | pas de manœuvre de rotation | pas de manœuvre de rotation |
| 3 | 17.5 | 90° |
| 4 | 10.3 | 90° |
| 5 | 2.1 | 81° |
| 6 | 7.0 | 90° |
| 7 | 4.2 | 85° |

## 3.3 Étude sur les conditions aux limites imposées au rachis

Par rapport aux conditions initiales, les effets des conditions CL #1 et CL #2 sont significatifs en particulier pour le patient P4. Dans ce cas, les conditions CL #1 et CL #2 font perdre la correction de la courbure majeure frontale avec un écart significatif par rapport à la simulation avec les conditions initiales (Figure 3.3). Pour le même patient, la simulation de la réduction de la lordose devient similaire au résultat de la chirurgie réelle avec les conditions CL #2. Dans le cas du patient P7, il n'y a pas de différence significative entre les résultats obtenus avec les conditions CL #1 et CL #2 et la

simulation avec les conditions initiales, excepté pour l'angle d'orientation du plan de déformation maximale (Figure 3.4).

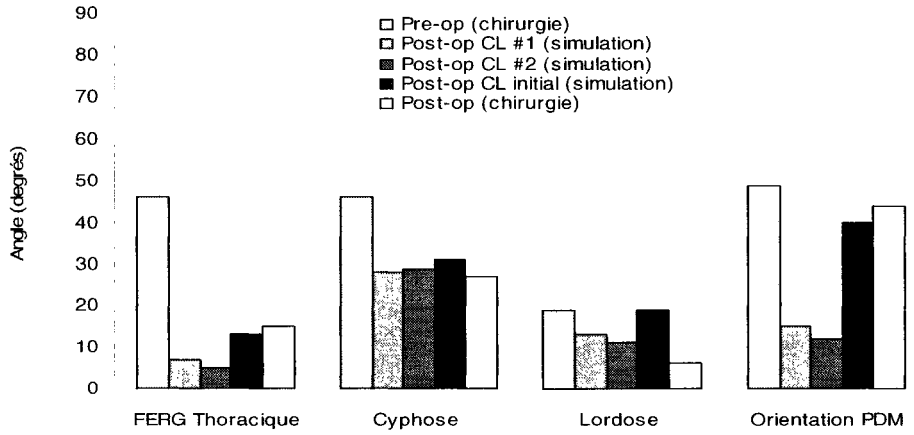


**Figure 3.3 Indices géométriques avec les conditions CL #1 et #2. Patient P4**

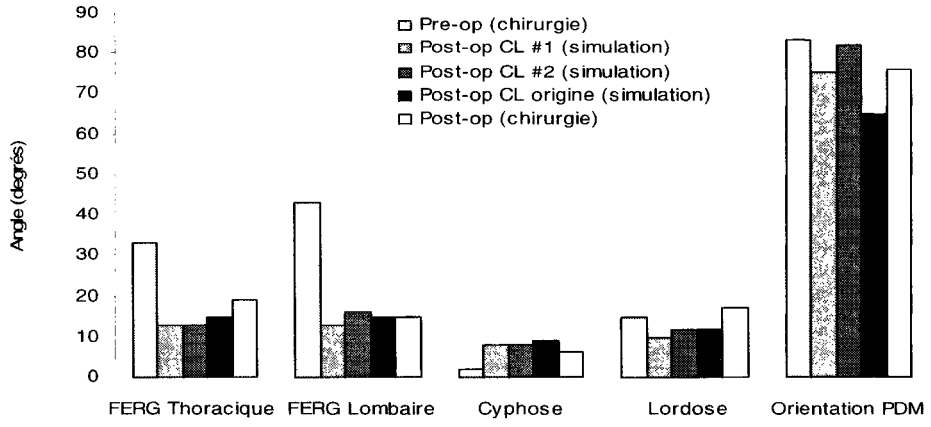


**Figure 3.4 Indices géométriques avec les conditions CL #1 et #2. Patient P7**

Pour le patient P4, les forces latérales moyennes diminuent de 70% avec CL #1 et de 40% avec CL #2, tandis que les forces antéro-postérieures moyennes augmentent de 40% avec CL #1 et de 15% avec CL #2 (Tableau 3.3). Pour le patient P7, les deux conditions

aux limites augmentent les forces moyennes d'environ 10% par rapport aux conditions initiales (Tableau 3.4). Par rapport aux conditions initiales, le couple maximal dans le rachis diminue de 25% avec CL #1 et demeure inchangé avec CL #2 pour le patient P4, et diminuent de 35% avec CL #2 et demeure inchangé avec CL #1 pour le patient P7.

**Tableau 3.3 Efforts dans le modèle instrumenté en fin de simulation avec les conditions aux limites initiale, CL#1 et CL#2. Patient P4**

| | Force latérale, Fx(N) | | Force antéro-postérieure, Fy(N) | | Force verticale, Fz(N) | | Force totale (N) | Couple de rotation de la tige (Nm) |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Conditions aux limites | max. | moyenne | max. | moyenne | max. | moyenne | moyenne | max. |
| Vertèbre inférieure fixée (initial) | 650 | 290 | 800 | 135 | 390 | 135 | 347 | 10.3 |
| CL #1 | 320 | 85 | 700 | 220 | 275 | 80 | 249 | 12.0 |
| CL #2 | 430 | 170 | 510 | 160 | 450 | 115 | 260 | 8.2 |

**Tableau 3.4 Efforts dans le modèle instrumenté en fin de simulation avec les conditions aux limites initiale, CL#1 et CL#2. Patient P7**

| | Force latérale, Fx(N) | | Force antéro-postérieure, Fy(N) | | Force verticale, Fz(N) | | Force totale (N) | Couple de rotation de la tige (Nm) |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Conditions aux limites | max. | moyenne | max. | moyenne | max. | moyenne | moyenne | max. |
| Vertèbre inférieure fixée (initial) | 850 | 280 | 600 | 225 | 220 | 80 | 368 | 4.2 |
| CL #1 | 900 | 307 | 700 | 280 | 225 | 85 | 424 | 6.6 |
| CL #2 | 800 | 330 | 700 | 275 | 310 | 95 | 440 | 3.3 |

## 3.4 Étude sur le rôle mécanique de la discectomie

Les Figures 3.4 et 3.5 présentent les indices géométriques des modèles avec et sans modélisation de la discectomie.

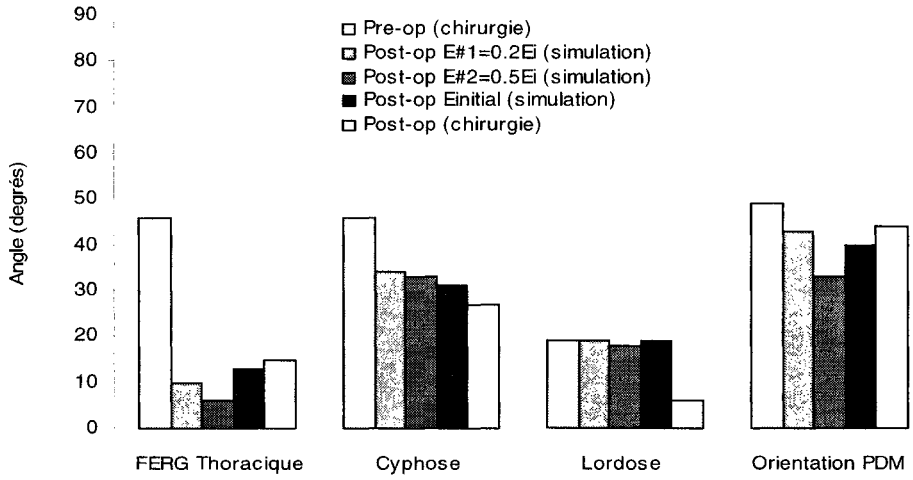


**Figure 3.5 Indices géométriques avec et sans discectomie. Patient P4**

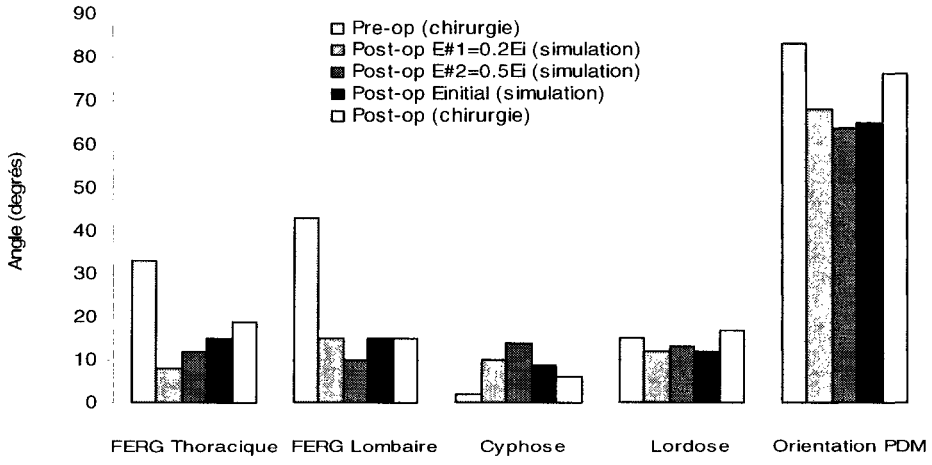


**Figure 3.6 Indices géométriques avec et sans discectomie. Patient P7**

Par rapport au module E initial, le module E#2 fait perdre la correction de la courbure frontale thoracique du patient P4. Le module E#1 fait perdre la correction de la courbure thoracique en plan frontal et le module E#2 fait perdre la correction de la cyphose du patient P7 (Figure 3.6).

Les efforts moyens ne changent pas beaucoup avec les modules E#1 et E#2. Pour le patient P4, les efforts avec les modules E#1 et #2 demeurent généralement les mêmes qu'avec le module initial (Tableau 3.5). Seule la force verticale moyenne augmente de 50% avec le module E#1 et de 30% avec le module E#2, tandis que le couple de rotation de la tige diminue de 15% et 25% avec les modules E#1 et #2 respectivement. Pour le patient P7 (Tableau 3.6), la modification des modules cause une diminution significative des forces latérales (jusqu'à 50% avec le module E#2).

**Tableau 3.5 Efforts dans le modèle instrumenté en fin de simulation. Patient P4**

| Module d'élasticité de la poutre intervertébrale | Force latérale, Fx(N) | | Force antéro-postérieure, Fy(N) | | Force verticale, Fz(N) | | Force totale (N) | Couple de rotation de la tige (Nm) |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | max. | moyenne | max. | moyenne | max. | moyenne | moyenne | max. |
| 120 MPa (initial) | 650 | 290 | 800 | 135 | 390 | 135 | 347 | 10.3 |
| E #1 (60 Mpa) | 710 | 310 | 400 | 125 | 900 | 255 | 420 | 9.7 |
| E #2 (24 Mpa) | 690 | 270 | 350 | 135 | 590 | 190 | 357 | 7.2 |

**Tableau 3.6 Efforts dans le modèle instrumenté en fin de simulation. Patient P7**

| Module d'élasticité de la poutre intervertébrale | Force latérale, Fx(N) | | Force antéro-postérieure, Fy(N) | | Force verticale, Fz(N) | | | Couple dans le rachis instrumenté (Nm) |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | max. | moyenne | max. | moyenne | max. | moyenne | moyenne | max. |
| 120 MPa (initial) | 850 | 280 | 600 | 225 | 220 | 80 | 368 | 4.2 |
| E #1 (60 Mpa) | 650 | 245 | 350 | 165 | 180 | 80 | 306 | 4.8 |
| E #2 (24 Mpa) | 600 | 220 | 300 | 110 | 200 | 65 | 254 | 3.7 |

## 3.5 Analyse du rôle mécanique du positionnement des implants

Les tests effectués sur le segment de rachis montrent que le déplacement d'un implant par rapport à la tige augmente considérablement les efforts de la liaison implant-vertèbre (Tableau 3.7). Par exemple, les forces les plus élevées se trouvent dans les montages avec des vis fixes. Le déplacement d'un crochet pédiculaire augmente davantage l'amplitude des efforts que le déplacement d'une vis pluriaxiale. Les montages avec six implants présentent des efforts supérieurs aux montages avec cinq implants.

**Tableau 3.7 Forces générées par le déplacement d'un implant**

| Configuration | Déplacement imposé | Forces maximales (N) |
|---|---|---|
| 6 crochets pédiculaires | 1.0 mm antéro-postérieur | 575 |
| | 2.0 mm antéro-postérieur | 1255 |
| | 1.0 mm latéral | 105 |
| | 2.0 mm latéral | 435 |
| 5 crochets pédiculaires | 2.0 mm antéro-postérieur | 270 |
| | 2.0 mm latéral | 190 |
| 6 vis pluriaxiales | 1.0 mm antéro-postérieur | 130 |
| | 2.0 mm antéro-postérieur | 510 |
| | 2.0 mm latéral | aucun effort généré |
| 5 vis pluriaxiales | 2.0 mm antéro-postérieur | 125 |
| | 2.0 mm latéral | aucun effort généré |
| 6 vis fixes | 1.0 mm antéro-postérieur | 4000 |
| | 2.0 mm antéro-postérieur | 4250 |
| | 1.0 mm latéral | 4750 |
| | 2.0 mm latéral | 4800 |
| 5 vis fixes | 2.0 mm antéro-postérieur | 1100 |
| | 2.0 mm latéral | 1100 |

Dans le cas de la simulation du patient P7, la modification du positionnement des implants influence la correction de la cyphose et de la lordose. Par rapport à la simulation initiale, l'angle de la cyphose a augmenté de 4 degrés et l'angle de la lordose est plus élevé de 8 degrés (Figure 3.7).

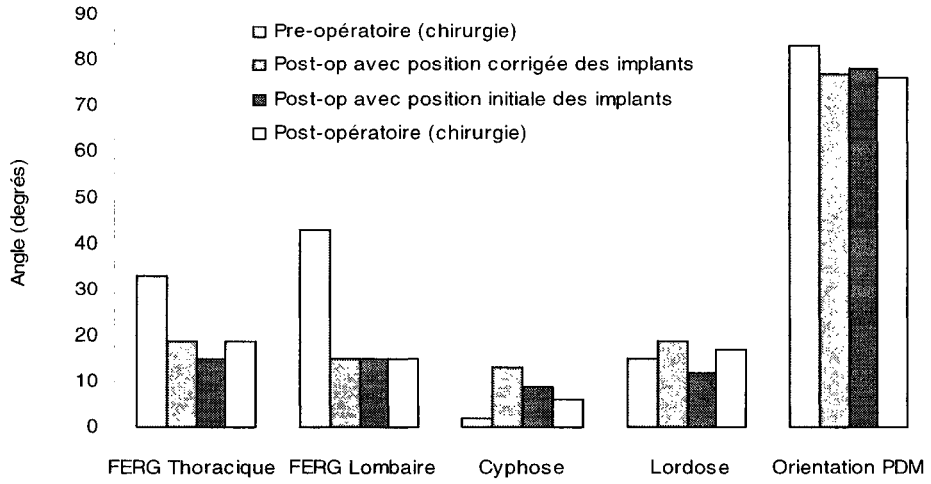


**Figure 3.7 Indices géométriques avec positionnement des implants modifié (P7)**

La correction du positionnement des implants réduit les efforts dans le rachis instrumenté, en particulier les forces maximales et moyennes de correction dans le plan frontal qui diminuent d'environ 50% (Tableau 3.8), tandis que les efforts selon les deux autres directions ainsi que le couple maximal dans le rachis ne changent pas beaucoup.

**Tableau 3.8 Efforts dans le modèle instrumenté en fin de simulation. Patient P7**

| Insertion des implants | Force latérale, Fx(N) | | Force antéro-postérieure, Fy(N) | | Force verticale, Fz(N) | | Force totale (N) | Couple de rotation de la tige (Nm) |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | max. | moyenne | max. | moyenne | max. | moyenne | moyenne | max. |
| Positionnement d'origine | 850 | 280 | 600 | 225 | 220 | 80 | 368 | 4.2 |
| Positionnement modifié | 540 | 130 | 700 | 200 | 230 | 70 | 249 | 4.7 |

## 3.6 Analyse mécanique de la déformation des tiges

Seule la première tige installée présente des déformations globales importantes dues à l'instrumentation, principalement dans le plan frontal du rachis (déformation latérale). Ces déformations se produisent en particulier à la manœuvre de rotation de la tige.

La simulation du patient P7 présente les déformations les plus importantes : à la fin de la simulation de la chirurgie la tige présente une flèche latérale de 26mm, en prenant comme référence l'orientation du segment le plus bas de la tige. L'analyse par éléments finis montre qu'à plus de 25% de cette déformation (soit une flèche de 9.5mm) la tige atteint la limite théorique de déformation élastique du matériau.

Dans le reste de cas simulés, les déformations des tiges ont des déformations avec des flèches approximatives de 6.5mm et moins.

## 3.7 Temps de calcul des simulations

Le temps de calcul pour les sept cas analysés varie selon l'importance des déformations scoliotiques, le nombre et l'emplacement des implants utilisés et la qualité de la reconstruction de la géométrie du rachis. La séquence d'attachement des implants à la tige influence ainsi le temps de calcul. Le temps de simulation est réduit lorsque tous les implants d'une tige sont attachés en même temps. Dans ce cas, la simulation se réalise en

trois étapes de calcul (attachement des deux tiges et rotation de la première tige) qui nécessitent, lorsque la convergence est rapide, environ 4 minutes de calcul dont 3 minutes pour attacher la première tige. Ces mesures proviennent de la simulation avec interface graphique du patient P1, réalisée sur un processeur PC Pentium 4 de 1.80GHz.

# CHAPITRE 4. ANALYSE DES RÉSULTATS ET DISCUSSION

Ce projet avait comme objectif le développement d'un modèle analytique pour la simulation des actes chirurgicaux d'instrumentation du rachis scoliotique. Le modèle développé a été soumis à une évaluation qui, combinée avec une étude de sensibilité de certains paramètres mécaniques, fait état de la validité des résultats biomécaniques des simulations. Ce chapitre présente l'évaluation du modèle et discute des facteurs qui influencent les résultats de simulation.

L'évaluation des résultats de simulation de sept cas réels de chirurgie montre que le modèle de rachis instrumenté génère une configuration géométrique post-opératoire généralement adéquate. Dans tous les cas de chirurgie, le modèle simule adéquatement la correction de la courbure frontale majeure, avec un écart de l'angle de Ferguson inférieur à six degrés par rapport au résultat de la chirurgie. Ces résultats sont comparables à ceux obtenus par d'autres études utilisant l'approche par multi-corps flexibles (Poulin, 1998; Aubin et coll., 2003; Petit, 2003). Dans ces études, une correction adéquate de la courbure frontale majeure était obtenue avec des instrumentations différentes (systèmes USS, CD et Colorado 2) appliquées à des modèles de rachis similaires, à l'exception de celui de Petit qui incorpore une personnalisation des propriétés mécaniques. Dans la présente étude, six des sept cas simulés présentent une amélioration de la cyphose et de la lordose en conformité avec le résultat de la chirurgie réelle. À ce sujet, Aubin et coll. (2003) et Petit (2003) ont également obtenu des corrections adéquates, tandis que Poulin

(1998) a noté des résultats moins satisfaisants qui ont cependant été mesurés sur un seul cas de simulation.

L'orientation du plan de déformation maximale est corrigée dans le bon sens, mais l'adéquation finale avec le résultat de la chirurgie réelle n'est obtenue que pour trois cas. L'orientation du plan de déformation maximale du rachis peut être différente pour deux raisons. D'une part, un écart entre les courbures simulées et celles obtenues par la chirurgie réelle peut donner un angle d'orientation du plan de déformation maximale différent, en particulier lorsque les courbures du rachis sont de faible amplitude. D'autre part, des courbures du rachis avec une faible amplitude (par exemple inférieure à 20 degrés) augmentent l'erreur de mesure de l'orientation du plan de déformation maximale. Ainsi, une erreur de position des vertèbres de l'ordre de 3 mm (Aubin et coll., 1997) se traduit par un changement important dans le calcul de l'orientation du plan de déformation maximale du rachis. Les résultats obtenus par Petit (2003) vont dans le même sens avec une correction adéquate de l'orientation du plan de déformation maximale dans seulement la moitié de ces cas de simulation, pour lesquels l'angle de Ferguson de la courbure frontale et de la cyphose était généralement inférieur à 10 degrés.

Les simulations de cas de chirurgies réelles n'utilisent pas de propriétés mécaniques du rachis personnalisées pour chaque patient, cependant les résultats géométriques des simulations sont satisfaisants. Petit (2003) avait constaté une situation similaire dans une

étude qui incorporait un modèle de personnalisation de la flexibilité des segments du rachis lors de l'inclinaison en plan frontal. L'auteur n'avait pas noté de différence significative de la géométrie du rachis instrumenté entre le modèle avec cette personnalisation et un modèle sans personnalisation. La personnalisation des propriétés mécaniques du rachis pourrait donc ne pas être essentielle pour obtenir des résultats géométriques satisfaisants dans la simulation de la chirurgie d'instrumentation du rachis.

La pose de la première tige est responsable d'un pourcentage élevé de la correction totale du plan frontal et de la cyphose, tandis que la manœuvre de rotation de la tige complète la correction dans la moitié des cas. Ces résultats sont similaires avec ceux obtenus par l'étude de Petit (2003). Dans la présente étude, l'amplitude de correction apportée par la manœuvre de pose de la première tige s'explique par le fait que la forme de la tige a une courbure moins importante que celle du rachis en configuration pré-opératoire (Delorme et Labelle, 1998). Verniest (2003) a par ailleurs suggéré que la correction du plan sagittal du rachis est avantagée par la modélisation de la deuxième tige, situation qui n'est pas confirmée par la présente étude où la deuxième tige n'a pas d'effet notable sur la correction des plans frontal et sagittal.

Au niveau de la liaison implant-vertèbre, tous les cas prévoient des forces totales élevées à la fin de la simulation, avec des moyennes avoisinant 350N. Les forces moyennes et maximales sont les plus élevées pour la scoliose la plus sévère (P3) et les moins élevées pour la scoliose la plus faible (P2). Dans les cinq autres cas il n'y a pas de lien apparent

entre l'amplitude des forces moyennes et l'amplitude initiale ou le degré de correction de la courbure frontale majeure et de la cyphose (Figures 5.1 et 5.2) lorsque celles-ci varient d'un patient à l'autre. Par contre, les composantes latérales en plan frontal sont environ deux fois plus importantes que les composantes antéro-postérieures du plan sagittal, ce qui correspond avec une amplitude de correction des courbures plus importante dans le plan frontal que dans le plan sagittal. Par ailleurs, il ne semble pas y avoir un lien entre la localisation de la courbure majeure (thoracique ou lombaire) et l'amplitude des forces, ce qui est dû au fait que le modèle de poutre intervertébrale a les mêmes caractéristiques mécaniques aux niveaux thoracique et lombaire. L'amplitude des efforts mesurés dans le rachis instrumenté correspond avec les résultats de deux études similaires. Ainsi, Petit (2003) a trouvé des forces latérales moyennes similaires, tandis que Aubin et coll. (2003) ont trouvé des forces totales maximales du même ordre de grandeur que dans la présente étude.

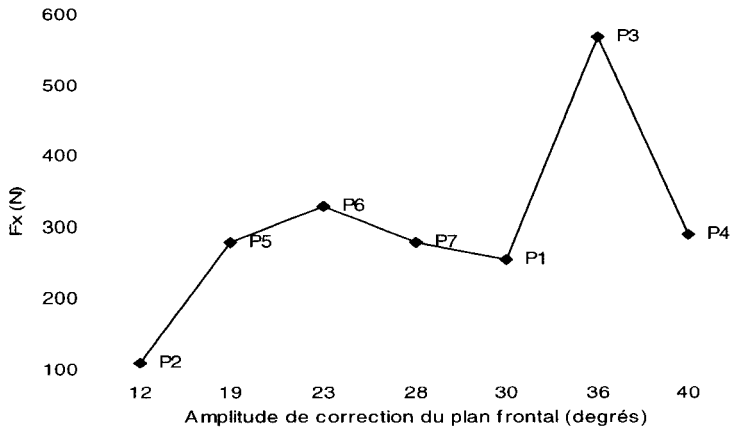


**Figure 4.1 Correction de la courbure frontale majeure versus forces de correction**

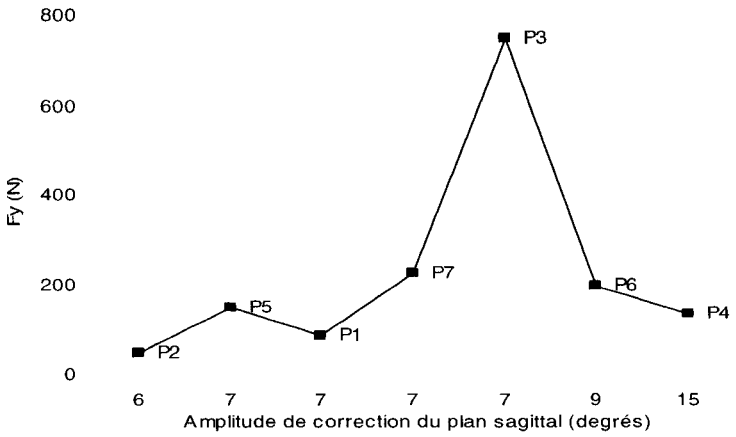


**Figure 4.2 Correction de la cyphose versus forces de correction**

La rotation de la tige atteint généralement 90 degrés et requiert un couple relativement faible qui se compare avec les valeurs de 8.0 (±3.0) Nm, mesurées in-vivo par Duke (2001). L'amplitude du couple ne semble pas être reliée à l'amplitude de correction de la courbure frontale majeure. La valeur du couple appliqué sur la tige pouvait varier légèrement dans la présente étude selon l'implant sur lequel était placée la contrainte de rotation.

Avec les conditions aux limites initiales, il y a un seul résultat inadéquat au niveau des indices géométriques, soit la réduction de la lordose du patient P4. L'ajout de nouvelles conditions, en particulier des conditions CL #2, a amélioré la réduction de la lordose pour ce patient jusqu'à la valeur observée dans la chirurgie réelle. Étant donnée que la région lombaire est souvent peu instrumentée, le modèle du rachis doit être contraint aux deux extrémités pour permettre une modification de la lordose lors de l'instrumentation.

Cependant, l'utilisation de contraintes de déplacement aux deux extrémités du rachis a dégradé la correction de la courbure frontale dans les deux chirurgies simulées et avec les deux conditions aux limites évaluées. Ce dernier résultat n'est toutefois pas en accord avec les observations de Petit (2003) qui a obtenu des corrections adéquates du plan frontal avec des conditions aux deux extrémités du rachis, cependant il n'a pas indiqué si la correction de la lordose était également adéquate. Le modèle de rachis utilisé par Petit (2003) était contraint aux deux extrémités mais avec moins de réduction des degrés de liberté : les vertèbres aux limites du rachis pouvaient tourner sur deux axes au lieu d'un seul axe de rotation utilisé dans la présente étude de sensibilité. Ainsi, l'utilisation de contraintes de déplacement aux deux extrémités du rachis peut être nécessaire pour représenter adéquatement la correction de l'angle de la lordose, cependant ces contraintes doivent limiter le moins possible les degrés de liberté des vertèbres aux limites du rachis.

Le modèle du rachis instrumenté utilise des tiges flexibles avec déformation élastique seulement. Les cas de chirurgie simulés présentaient des courbures majeures sévères (angle Cobb pré-opératoire jusqu'à 88°) cependant la déformation des tiges au-delà de la limite d'élasticité c'est produit une seule fois (patient P7) et avec une amplitude relativement réduite. Lorsqu'une tige se déforme au-delà de la limité théorique d'élasticité, elle supporte plus de contraintes qu'une tige qui se déforme avec plasticité, ce qui peut causer la sur-correction du rachis. Toutefois, dans le cas du patient P7, la déformation de la tige au-delà de la limite élastique ne semble pas avoir affecté la correction du rachis. Probablement, seulement une déformation très importante des tiges

au-delà de la limite élastique affecte les résultats de la simulation. Pour cette raison, le modèle de tige avec déformation élastique convient aux simulations de la chirurgie. Par ailleurs, il est difficile d'évaluer si l'utilisation de tiges flexibles améliore la correction de la géométrie du rachis, puisque les déformations des tiges sont limitées.

La modélisation simplifiée de la discectomie a comme seul avantage la réduction du couple de rotation de la tige (jusqu'à 60%). En effet, pour le patient P4 la modélisation de la discectomie affecte peu la correction du rachis, tandis que pour le patient P7 il se produit une perte de correction de la courbure frontale mineure et de la cyphose, qui étaient adéquatement corrigées sans la modélisation de la discectomie. Ces résultats sont valides pour les deux modules de rigidité testés et ne semblent pas être dûs à la modélisation de manière très simplifiée de la discectomie. En effet, la réduction de la rigidité du disque intervertébral a été évaluée pour une plage étendue diminuant beaucoup la rigidité du rachis, effet recherché par la manœuvre de discectomie. L'utilisation du module de Young initial doit être retenue pour les propriétés mécaniques des poutres intervertébrales aux niveaux avec discectomie car une diminution de la rigidité du rachis peut conduire à des résultats imprécis lors de l'instrumentation du rachis.

Le modèle de simulation indique la présence d'efforts très élevés au niveau de la liaison implant-vertèbre. Ces forces ont été calculées dans les repères locaux des implants. Dans certains cas, les forces latérales peuvent être supérieures aux efforts causant le bris de la vertèbre, tels que mesurés par Hackenberg et coll. (2002), tandis que les efforts

antéro-postérieurs sont généralement inférieurs aux limites d'arrachement mesurées par Gayet et coll. (2002). Il est peu probable que les efforts de la liaison implant-vertèbre soient uniquement causés par le redressement des courbures du rachis. L'alignement des implants par rapport aux tiges influence beaucoup l'amplitude des forces au niveau de la liaison implant-vertèbre. Les tests sur un segment de trois vertèbres montrent qu'un mauvais positionnement des implants génère des forces comparables à celles mesurées dans la simulation de la chirurgie, particulièrement au niveau des crochets pédiculaires et des vis fixes, qui ont une mobilité plus limitée par rapport à la vertèbre d'insertion. Lorsque la vertèbre du milieu est instrumentée avec un seul implant, son déplacement est moins contraint, ce qui diminue les efforts transmis par l'implant. Dans le cas de chirurgie étudié, l'amélioration du positionnement des implants est responsable d'une réduction d'environ 50% des efforts de correction en plan frontal. Petit (2003) a noté également une diminution très importante (de 1340N à 132N) des efforts au niveau du joint intervertébral, après une modification de la position des implants. Aubin et coll. (2003) ont noté qu'un déplacement de 2 mm d'un implant dans un modèle de rachis instrumenté génère une réduction de 12% des sur-contraintes entre l'implant et la vertèbre. Tous ces résultats démontrent la relation entre le positionnement des implants et le niveau élevé des efforts dans le rachis instrumenté. Un positionnement inadéquat des implants augmente de façon importante le niveau des efforts dans le rachis. Il faut noter aussi que la modélisation de la liaison entre les crochets lamaire et transversaire et les vertèbres omet le degré de liberté en translation qui résulte de l'analyse fonctionnelle, cependant la présence réduite de ce type d'implants ne peut expliquer le niveau élevé des

efforts. Par ailleurs, la fixation des vis (pluriaxiales et fixes) à la vertèbre a été modélisée par une liaison rigide déterminée selon l'analyse des surfaces fonctionnelles. En réalité cette liaison a une certaine mobilité due à la rigidité limitée de la masse osseuse qui peut s'écraser lorsque des forces importantes agissent sur l'implant. Il est difficile d'estimer l'amplitude de mouvement entre la vis et la vertèbre, mais la modélisation de cette mobilité devrait être étudiée versus la réduction du niveau des efforts à l'interface implant-vertèbre dans le rachis instrumenté.

Des auteurs ont affirmé que l'état hyperstatique est en partie le résultat d'un déplacement sur-contraint entre les implants et les tiges (Aubin et coll., 2003; Petit, 2003). Dans la chirurgie réelle, le chirurgien peut effectuer des petites manœuvres d'ajustement (compression, distraction, cintrage des tiges in-situ, etc.) pour assembler plus facilement les composantes du système. Dans la présente étude, l'absence de ces manœuvres d'ajustement peut augmenter le niveau des contraintes nécessaires pour l'assemblage des surfaces fonctionnelles entre les implants et les tiges. Les efforts générés par l'absence dans le modèle des manœuvres d'ajustement s'additionnent aux efforts générés par un mauvais alignement des implants par rapport aux tiges.

La présence d'efforts très élevés ne semble pas influencer la simulation de la correction du rachis. Dans la présente étude, malgré la présence de sur-contraintes, la correction du rachis est adéquate dans six des sept des cas simulés. En effet, les tiges attachées aux vertèbres peuvent former un ensemble dans lequel les contraintes imposées par un

implant mal aligné causent la déformation des tiges car les implants et les vertèbres sont modélisés par des corps rigides. Étant donné que les tiges ont un module d'élasticité très élevé par rapport aux éléments intervertébraux, des faibles déformations locales des tiges génèrent des efforts élevés dans les liaisons implant-vertébre sans que cela cause des déplacements importants entre les vertèbres ou, en conséquence, de changement de la géométrie globale du rachis. Le cas du patient P3 est un bon exemple de cette situation car le niveau des efforts est 2 à 3 fois plus élevé par rapport aux autres cas simulés sans que cela nuise à la correction de la géométrie du rachis. Malgré le fait que ces sur-contraintes n'influencent pas la correction du rachis, elles présentent un inconvénient important dans la simulation des chirurgies. En effet, la présence de ces contraintes très élevées rend difficile l'évaluation des efforts de correction du rachis qui sont présents dans l'instrumentation de la chirurgie réelle.

La qualité du positionnement des implants dépend d'une série de facteurs plus ou moins faciles à contrôler. Premièrement, la reconstruction de la géométrie des vertèbres peut varier selon la qualité de l'identification des repères anatomiques, ce qui affecte le positionnement des implants. Par ailleurs, le positionnement automatique des implants utilisé dans cette étude est une simplification de la réalité, car le chirurgien compose également avec la position et l'orientation de chaque implant par rapport à la tige. Il faut également noter qu'il est difficile d'ajuster la position des implants en fonction de la tige, à cause des différences entre la forme de la tige et celle du rachis au moment de

l'attachement de la tige. En effet, le positionnement du patient sur la table d'opération entraîne une réduction significative de la courbure scoliotique (Delorme et coll., 2000).

Ce travail a nécessité le développement complet d'une modélisation particulière et spécifique représentant le système d'instrumentation CD Horizon. Ainsi, les modèles des toutes composantes du système CD Horizon ont été développés, incluant un modèle de tige avec flexibilité. Pour la réalisation d'une simulation, l'ensemble des joints et contraintes de mouvement ont été développés pour représenter les mécanismes du système d'instrumentation ainsi que les manœuvres de la chirurgie d'instrumentation. Le modèle ainsi développé a été appliqué au modèle de rachis développé par Poulin (1998).

Pour assurer la facilité d'utilisation du modèle de simulation pour un cas particulier de chirurgie, des fonctions paramétriques ont été développées pour la génération du modèle de l'instrumentation dans l'environnement de calcul. Les fonctions automatiques de génération des corps des implants ainsi que le calcul du positionnement des implants ont été adaptés selon les travaux réalisés par Petit (2003). Des fonctions paramétriques ont été également développées pour la génération des joints et contraintes permettant de simuler les étapes de la simulation d'instrumentation. De plus, un protocole particulier pour l'acquisition des données de la configuration de l'instrumentation a été mis au point et utilisé pour chaque cas de simulation de chirurgie réelle. Ce protocole porte particulièrement sur l'acquisition des données relatives aux formes de tiges à l'étape per-

opératoire pré-instrumentation, ainsi qu'au type et à l'emplacement des implants utilisés pour chaque cas de chirurgie simulé.

# CHAPITRE 5. CONCLUSION

L'objectif de ce projet était de développer un modèle analytique biomécanique pour simuler l'instrumentation chirurgicale du rachis scoliotique. Un modèle personnalisé a été développé, représentant le rachis, le système mécanique d'instrumentation CDH et les manœuvres de la chirurgie.

Le modèle de simulation a été évalué en simulant sept cas de chirurgie avec des scolioses de types et de sévérités variables. Le modèle simule de manière satisfaisante la correction du rachis. Ainsi, la correction des courbures frontales et sagittales est conforme au résultat de la chirurgie dans six cas. Un septième cas ne réduit pas la lordose à cause des conditions aux limites utilisées dans le modèle. Des conditions aux limites différentes ont amélioré la correction de la lordose mais au détriment de la correction des courbures en plan frontal. L'orientation du plan de déformation maximale ne correspond pas toujours aux résultats des chirurgies réelles. Cette situation ne reflète pas nécessairement la réalité car la méthode de mesure est très sensible au positionnement des vertèbres qui dépend de l'erreur de reconstruction radiographique. La modélisation simplifiée de la discectomie par une diminution du module d'élasticité des poutres intervertébrales n'améliore pas la correction du rachis et en conséquence n'est pas nécessaire dans la simulation d'instrumentation. Par ailleurs l'utilisation de tiges flexibles avec déformation élastique est adéquate pour les simulations, puisque les

déformations des tiges pendant l'instrumentation sont limitées, généralement sous le seuil d'élasticité de l'acier.

Le modèle de simulation de la chirurgie prédit généralement des efforts de réaction très élevés aux points d'ancrage de l'instrumentation, efforts qui sont proches ou supérieurs à la limite de résistance mécanique des vertèbres. Cette situation est probablement causée par l'alignement inadéquat des implants par rapport aux tiges et par l'absence dans le modèle de manœuvres d'ajustement pour l'insertion des tiges dans les implants. Une étude de sensibilité sur l'effet du mauvais positionnement des implants a montré que les efforts générés dans cette situation sont de l'ordre des efforts maximaux présents dans les cas simulés. La présence des efforts très élevés ne nuit pas à la correction de la géométrie du rachis, cependant elle a l'inconvénient de ne pas permettre une évaluation adéquate des efforts réels de correction du rachis.

Quelques recommandations s'imposent à la suite de l'analyse des résultats des simulations. Ces recommandations peuvent corriger les lacunes du modèle et améliorer la qualité des résultats.

1. Un bon positionnement des implants sur les vertèbres est nécessaire pour limiter la présence de l'état de sur-contrainte pendant la simulation. La qualité des numérisations du rachis doit être la meilleure possible, car le positionnement des implants dépend de la géométrie reconstruite des vertèbres.

2. Un modélisation de la liaison vis-vertèbre avec plus de flexibilité doit être étudiée, afin d'évaluer la possibilité de réduire les efforts causés par l'alignement inadéquat des vis par rapport aux tiges.

3. Des nouvelles conditions aux limites doivent être utilisées pour assurer les changements de l'angle de la lordose pendant l'instrumentation du rachis.

Les résultats des simulations de cas de chirurgie réalisés avec le modèle développé permettent de confirmer la possibilité de prévoir les résultats géométriques et mécaniques d'une chirurgie réelle. Les simulations réalisées démontrent qu'il est possible de calculer le résultat post-opératoire d'une chirurgie réelle à partir de la géométrie pré-opératoire du rachis. Il est ainsi possible d'analyser la réponse de plusieurs configurations d'instrumentation sur le même rachis scoliotique dans un délai de temps relativement réduit et avec une intervention minime de la part du manipulateur. L'approche par multi-corps flexibles simplifie et accélère les calculs analytiques au point de pouvoir envisager l'utilisation de tels modèles pour le planning chirurgical. Des développements pour raffiner la modélisation sont encore possibles, mais dans l'ensemble, la modélisation actuelle est satisfaisante et adaptée pour la simulation de la chirurgie.

Ce modèle de simulation de la chirurgie s'inscrit dans un projet important de développement d'un simulateur de chirurgie. Dans le cadre de ce projet, le modèle de simulation de la chirurgie peut servir pour le planning chirurgical, aussi bien qu'en tant qu'outil d'apprentissage de la chirurgie d'instrumentation de la scoliose.

# RÉFÉRENCES

AGOSTONI, E., MOGNONI, P., TORRI, G., et MISEROCCHI, G. 1966. ‹‹Forces deforming the rib cage››. *Respir Physiol.* 2:1. 105-17.

AUBIN, C. E., 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 Comput.* 35:6. 611-8.

AUBIN, C. E., DANSEREAU, J., PETIT, Y., PARENT, F., DE GUISE, J. A., et LABELLE, H. 1998. ‹‹Three-dimensional measurement of wedged scoliotic vertebrae and intervertebral disks››. *Eur Spine J.* 7:1. 59-65.

AUBIN, C. E., DESCRIMES, J. L., DANSEREAU, J., SKALLI, W., LAVASTE, F., et LABELLE, H. 1995. ‹‹[Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method]››. *Ann Chir.* 49:8. 749-61.

AUBIN, C. E., LOBEAU, D., LABELLE, H., MAQUINGHEN-GODILLON, A. P., LE BLANC, R., et DANSEREAU, J. 1999. ‹‹Planes of maximum deformity in the scoliotic spine››. *Research into Spinal Deformities 2.* Stokes, I. A. F., P. 45-48.

AUBIN, C. E., PETIT, Y., STOKES, I. A., POULIN, F., GARDNER-MORSE, M., et LABELLE, H. 2003. ‹‹Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine››. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 6:1. 27-32.

BASMAJIAN, J. V. 1976. *Anatomie.* 7eme ed. Baltimore, É.-U.: The Williams & Wilkins Company. 461p.

BOUDREAULT, F. 1994. *Comportement mécanique des unités fonctionelles : T3/T4, T7/T8 et T12/L1 saines et lésées du rachis humain.* 152p. Mémoire de maîtrise es sciences appliquées en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

BRIDWELL, K. H. 1994. ‹‹Surgical treatment of adolescent idiopathic scoliosis: the basics and the controversies››. *Spine.* 19:9. 1095-1100.

CHERIET, F., DELORME, S., LABELLE, H., AUBIN, C. E., DE GUISE, J. A. et DANSEREAU J. 1999. ‹‹Intraoperative 3D reconstruction of the scoliotic spine form biplanar radiographic images››. *Research in to Spinal Deformities 2.* I.A.F. Stokes ed. IOS Press. P. 187-190.

COBB, J. R. 1948. ‹‹Outline for the study of scoliosis››. *Am Acad Orthop Surg Instruct Lect.* 5. 261-275.

COTREL, Y. et DUBOUSSET, J. 1992. *C-D instrumentation en chirurgie rachidienne.* Montpellier, France: Sauramps medical. 159p.

COTREL, Y., DUBOUSSET, J., et GUILLAUMAT, M. 1988. ‹‹New universal instrumentation in spinal surgery››. *Clin Orthop.* 227. 10-23.

DANSEREAU, J., LABELLE, H., et AUBIN, C. E. 1993. ‹‹3-D personalized parametric modelling of reconstructed scoliotic spines››. *IVth International Symposium on Computer*

*Simulation in Biomechanics.* Montlignon, France (boanfe)1.6-1.9.

DELORME, S. et LABELLE, H. 1998. ‹‹Correction of adolescent idiopathic scoliosis: the use of 3D geometrical and mechanical modeling of the spine to understand and predict the effects of brace treatment and of surgery››. *Journal of Japanese Scoliosis Society.* 13:1

DELORME, S., LABELLE, H., POITRAS, B., RIVARD, C. H., COILLARD, C., et DANSEREAU, J. 2000. ‹‹Pre-, intra-, and postoperative three-dimensional evaluation of adolescent idiopathic scoliosis››. *J Spinal Disord.* 13:2. 93-101.

DELORME, S., PETIT, Y., DE GUISE, J. A., LABELLE, H., AUBIN, C. E., et DANSEREAU, J. 2003. ‹‹Assessment of the 3-d reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images››. *IEEE Trans Biomed Eng.* 50:8. 989-98.

DESCRIMES, J.-L. 1995. *Modélisation par éléments finis du rachis thoraco-lombaire pour l'étude des déformations scoliotiques.* 166p. These de doctorat en génie mécanique, École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers de Paris.

DUBOUSSET, J. 1993. ‹‹L'instrumentation de Cotrel-Dubousset: stabilisation rachidienne et correction des déformations››. *Rachis.* 5:6. 287-296.

DUFFIELD, R. C., CARSON, W. L., CHEN, L. Y., et VOTH, B. 1993. ‹‹Longitudinal element size effect on load sharing, internal loads, and fatigue life of tri-level spinal implant constructs››. *Spine.* 18:12. 1695-703.

DUKE, K. K. 2001. *The Design of Instrumentation for Force Measurement During Scoliosis Surgery.* 107p. Mémoire de maîtrise es sciences en génie mécanique, Université d'Alberta.

GARDNER-MORSE, M. et STOKES, I. A. 1994. ‹‹Three-dimensional simulations of the scoliosis derotation maneuver with Cotrel-Dubousset instrumentation››. *J Biomech.* 27:2. 177-81.

GARDNER-MORSE, M. G., LAIBLE, J. P., et STOKES, I. A. 1990. ‹‹Incorporation of spinal flexibility measurements into finite element analysis››. *J Biomech Eng.* 112:4. 481-3.

GAUVIN, C. 1996. *Reconstruction et modélisation tridimensionnelles personnalisées du bassin humain.* 217p. Mémoire de maîtrise es sciences appliquées en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

GAYET, L. E., PRIES, P., HAMCHA, H., CLARAC, J. P., et TEXEREAU, J. 2002. ‹‹Biomechanical study and digital modeling of traction resistance in posterior thoracic implants››. *Spine.* 27:7. 707-14.

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 Biomech.* 21:2. 77-88.

GOEL, V. K., KIM, Y. E., LIM, T. H., et WEINSTEIN, J. N. 1988. ‹‹An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation››. *Spine.* 13:9. 1003-11.

GRAY, J. M., SMITH, B. W., ASHLEY, R. K., LAGRONE, M. O., et MALL, J. 1991. ‹‹Derotational analysis of Cotrel-Dubousset instrumentation in idiopathic scoliosis››. *Spine.* 16:8 Suppl. S391-3.

HACKENBERG, L., LINK, T., et LILJENQVIST, U. 2002. ‹‹Axial and tangential fixation strength of pedicle screws versus hooks in the thoracic spine in relation to bone mineral density››. *Spine.* 27:9. 937-42.

HAMILL, C. L., LENKE, L. G., BRIDWELL, K. H., CHAPMAN, M. P., BLANKE, K., et BALDUS, C. 1996. ‹‹The use of pedicle screw fixation to improve correction in the lumbar spine of patients with idiopathic scoliosis. Is it warranted?››. *Spine.* 21:10. 1241-9.

JAREMKO, J. L., PONCET, P., RONSKY, J., HARDER, J., DANSEREAU, J., LABELLE, H., et ZERNICKE, R. F. 2002. ‹‹Comparison of Cobb angles measured manually, calculated from 3-D spinal reconstruction, and estimated from torso asymmetry››. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 5:4. 277-81.

JAYARAMAN, G., ZBIB, H. M., et JACOBS, R. R. 1989. ‹‹Biomechanical analyses of surgical correction techniques in idiopathic scoliosis: significance of bi-planar characteristics of scoliotic spines››. *J Biomech.* 22:5. 427-37.

KEIM, H. A. 1978. ‹‹Scoliosis››. *Clinical Symposia.* 30:1.

LA GRONE, M. O. 1988. ‹‹Loss of lumbar lordosis. A complication of spinal fusion for scoliosis››. *Orthop Clin North Am.* 19:2. 383-93.

LABELLE, H., DANSEREAU, J., BELLEFLEUR, C., DE GUISE, J., RIVARD, C. H., et POITRAS, B. 1995. ‹‹Peroperative three-dimensional correction of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Dubousset procedure››. *Spine.* 20:12. 1406-9.

LAFAGE, V., DUBOUSSET, J., LAVASTE, F., et SKALLI, W. 2002. ‹‹Finite element simulation of various strategies for CD correction››. *Research into Spinal Deformities 4.* Athenes, Grece P.428-432.

LE BORGNE, P. 1998a. *Modélisation par éléments finis de la correction chirurgicale de la scoliose par instrumentation Cotrel-Dubousset.* 155p. These de doctorat en génie mécanique, École Nationale Supérieure d'Arts & Métiers. Paris, France.

LE BORGNE, P., SKALLI, W., DUBOUSSET, J., DANSEREAU, J., ZELLER, R., et LAVASTE, F. 1998b. ‹‹Finite Element Model of scoliotic spine: Mechanical Personalization››. *4th Inernational Symposium on three dimensional scoliotic deformities.* Vermont, USA

LIU, C.-L., KAO, H.-C., WANG, S.-T., LO, W.-H., et CHENG, C.-K. 1998. ‹‹Biomechanical evaluation of a central rod system in the treatment of scoliosis››. *Clin Biomech.* 13. 548-559.

LOWE, T. G., EDGAR, M., MARGULIES, J. Y., MILLER, N. H., RASO, V. J., REINKER, K. A., et RIVARD, C. H. 2000. ‹‹Etiology of idiopathic scoliosis: current trends in research››. *J Bone Joint Surg Am.* 82-A:8. 1157-68.

MARIEB, E. N. 1993. *Anatomie et physiologie humaine.* Montréal, Canada: Editions du

renouveau pedagogique. 1014p.

PANJABI, M. M., BRAND, R. A. JR., et WHITE, A. A. D. 1976. ‹‹Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine››. *J Biomech.* 9:4. 185-92.

PARAN, M. 1976. *Traitement orthopedique des cyphoses.* 180p.

PEHRSSON, K., LARSSON, S., ODEN, A., et NACHEMSON, A. 1992. ‹‹Long-term follow-up of patients with untreated scoliosis. A study of mortality, causes of death, and symptoms››. *Spine.* 17:9. 1091-6.

PERDRIOLLE, R. 1979. *La scoliose. Son étude tridimensionnelle.* Paris, France: Maloine S.A. 142p.

PETIT, Y. 2003. *Analyse biomécanique de la flexibilité du rachis scoliotique pour la planification de l'instrumentation chirurgicale.* 190p. These de philosophae doctor en génie biomédical, École Polytechnique de Montréal.

PETIT, Y., AUBIN, C. E., et LABELLE, H. 2004. ‹‹Patient-specific mechanical properties of a flexible multi-body model of the scoliotic spine››. *Med Biol Eng Comput.* 42:1. 55-60.

POULIN, F. 1998. *Modélisation biomécanique de l'instrumentation chirurgicale du rachis scoliotique.* 152p. Mémoire de maîtrise es sciences appliquées en génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

POULIN, F., AUBIN, C. E., STOKES, I. A., GARDNER-MORSE, M., et LABELLE, H.

1998. ‹‹[Biomechanical modeling of instrumentation for the scoliotic spine using flexible elements: a feasibility study]››. *Ann Chir.* 52:8. 761-7.

PUTTLITZ, C. M., GOEL, V. K., TRAYNELIS, V. C., et CLARK, C. R. 2001. ‹‹A finite element investigation of upper cervical instrumentation››. *Spine.* 26:22. 2449-55.

SEVASTIK, J., AGADIR, M., et SEVASTIK, B. 1990. ‹‹Effects of rib elongation on the spine. II. Correction of scoliosis in the rabbit››. *Spine.* 15:8. 826-9.

SKALLI, W., ROBIN, S., LAVASTE, F., et DUBOUSSET, J. 1993. ‹‹A biomechanical analysis of short segment spinal fixation using a three- dimensional geometric and mechanical model››. *Spine.* 18:5. 536-45.

SOFAMOR DANEK GROUP . 1996. *CD Horizon Spinal System.* Sofamor Danek. 25p.

STOKES, I. A. 1989. ‹‹Axial rotation component of thoracic scoliosis››. *J Orthop Res.* 7:5. 702-8.

STOKES, I. A., ARONSON, D. D., RONCHETTI, P. J., LABELLE, H., et DANSEREAU, J. 1993. ‹‹Reexamination of the Cobb and Ferguson angles: bigger is not always better››. *J Spinal Disord.* 6:4. 333-8.

STOKES, I. A. et GARDNER-MORSE, M. 1993. ‹‹Three-dimensional simulation of Harrington distraction instrumentation for surgical correction of scoliosis››. *Spine.* 18:16. 2457-64.

SUBBARAJ, K., GHISTA, D. N., et VIVIANI, G. R. 1989. ‹‹Presurgical finite element

simulation of scoliosis correction››. *J Biomed Eng.* 11:1. 9-18.

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.* 21:21. 2469-73.

VERNIEST, F. 2003. *Formalisation d'Actes Chirurgicaux de la Correctiopn du Rachis Scoliotique: Application ŕ ;eur Modélisation Mcanique par Approche Multi-corps.* 184p. These de doctorat en génie mécanique, Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis.

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. 40-7.

WHITE, A. A. 1971. ‹‹Kinematics of the normal spine as related to scoliosis››. *J Biomech.* 4 . 405-411.

WHITE, A. A. et PANJABI, M. M. 1990. *Clinical Biomechanics of the Spine.* 2nd ed. Philadelphia: J. B. Lippincott Company. 534p.

# ANNEXE 1 - ANALYSE FONCTIONNELLE DU SYSTÈME D'INSTRUMENTATION CD HORIZON M8 ET M10

## Introduction

Cette annexe présente l'analyse mécanique utilisée pour modéliser les composantes du système d'instrumentation Cotrel-Dubousset Horizon (CDH) et les manœuvres chirurgicales de mise en place de ce système. Il existe deux versions du système CDH avec vis pluriaxiales, M8 et M10, qui se différencient au niveau du dimensionnement des composantes. Une seule analyse fonctionnelle a été réalisée pour les deux versions.

Le système CDH est installé selon plusieurs étapes, dont certaines ne sont pas modélisées dans cette étude : pose d'agrafes, cintrage des tiges, contraction et la distraction des tiges, pose de connecteurs et de barres stabilisatrices. L'analyse fonctionnelle a été réalisée seulement pour les composantes utilisées dans le modèle de simulation (Tableau A. 1).

**Tableau A. 1. Nomenclature des composantes du système CDH**

| | |
|---|---|
| 1 | **Vis** |
| | 1.1 Simple |
| | 1.2 Pluriaxiale |
| 2 | **Crochets** |
| | 1.1. Pédiculaire |
| | 1.2. Lamaire |
| | 1.3. Transversaire |
| 3 | **Écrou** |
| 4 | **Tige** |

Les étapes retenues pour l'analyse fonctionnelle sont les suivantes :

1. Pose des implants sur les vertèbres;
2. Pose de la première tige et pose des écrous avec serrage partiel;
3. Manœuvre de rotation de la première tige;
4. Serrage complet des écrous de la première tige;
5. Pose de la deuxième tige et pose des écrous avec serrage partiel;
6. Serrage complet des écrous de la deuxième tige.

## 1. Surfaces fonctionnelles à l'instrumentation

Des surfaces fonctionnelles au niveau des composantes du système CDH et de l'interface avec le rachis assurent l'assemblage et donnent les degrés de liberté du système. Une surface fonctionnelle représente la surface de contact entre deux corps rigides.

Les surfaces fonctionnelles d'une vis fixe ou pluriaxiale en contact avec la vertèbre sont : (V1) surface d'appui pour la tige, (V2) filet pour l'écrou, (V3) surface d'appui avec la vertèbre, (V4) corps de la vis (Figure A. 1). Les surfaces fonctionnelles d'un crochet en contact avec la vertèbre sont : (C1) surface d'appui pour la tige, (C2) filet pour l'écrou, (C3) surface d'appui pour la vertèbre, (C4) surface de l'encoche du crochet pédiculaire d'appui pour la vertèbre (Figure A. 1). Les surfaces fonctionnelles d'une vertèbre instrumentée sont : (VT1) surface d'appui pour le crochet transversaire, (VT2) surface d'appui pour le crochet lamaire, (VT3) surface d'appui pour le crochet pédiculaire, (VT4) surface d'appui pour l'encoche du crochet pédiculaire, (VT5) surface d'appui pour la vis

pédiculaire, (VT6) trou du pédicule pour la vis pédiculaire (Figure A. 2). Les surfaces fonctionnelles d'un écrou sont : (E1) surface d'appui sur la tige, (E2) filet pour l'implant (Figure A. 3). La surface fonctionnelle de la tige est T1 (Figure A. 3).

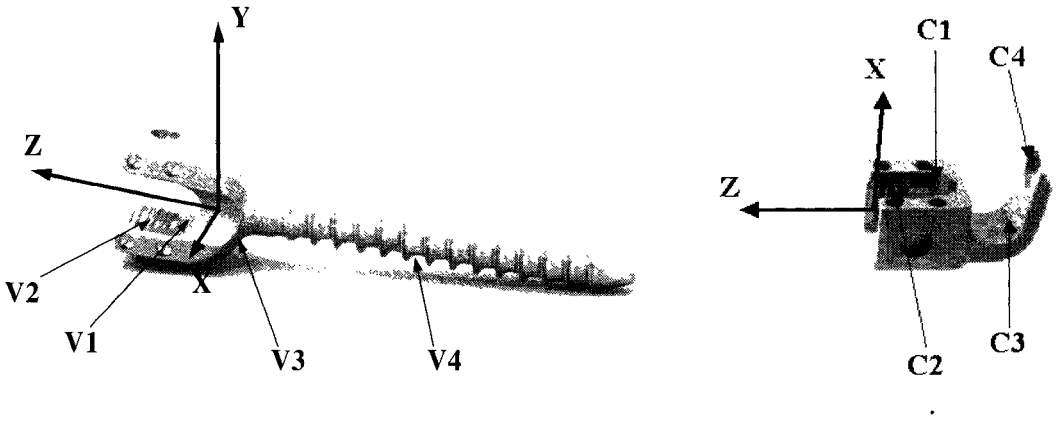


**Figure A. 1. Surfaces fonctionnelles d'une vis et d'un crochet**

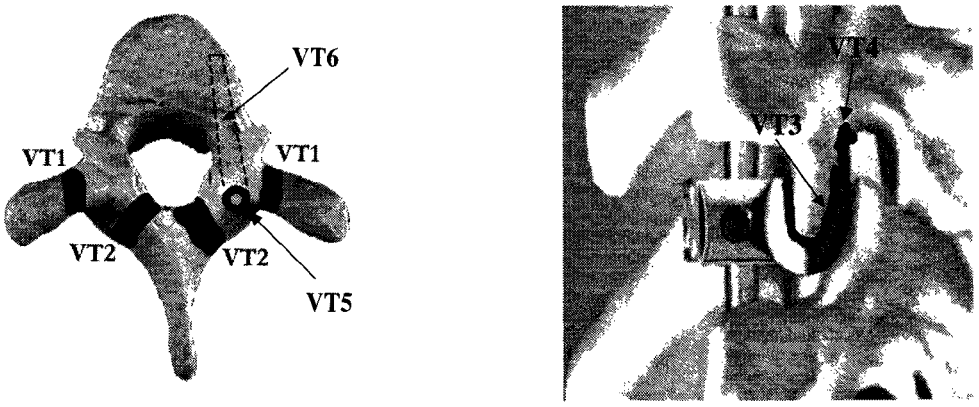


**Figure A. 2. Surfaces fonctionnelles d'une vertèbre instrumentée**

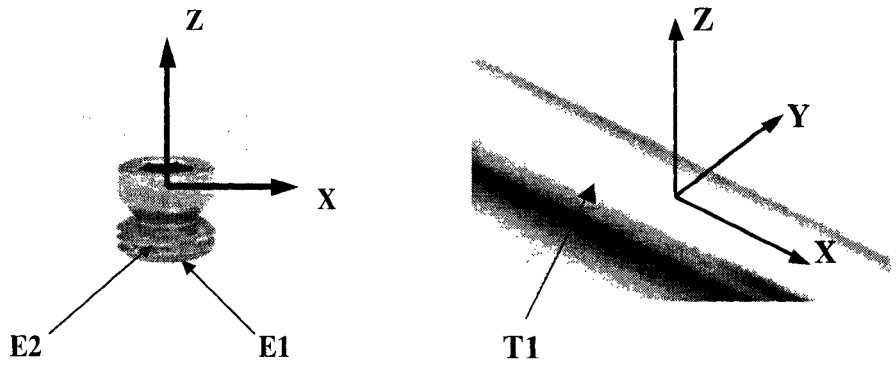


**Figure A. 3. Surfaces fonctionnelles d'un écrou et de la tige**

Les surfaces fonctionnelles des composantes de la vis pluriaxiale sont : (SA1) butée avec la couronne, (SA2) rainure de la tête pour l'agrafe C, (SA3) contact avec la couronne, (SA4, SA5) contact avec la tête de la vis, (SA6) contact avec le corps de la vis, (SA7) contact avec la tête de la vis, (SA8) contact avec le corps de la vis, (SA9) contact avec la couronne, (SA10) appui avec l'agrafe C (Figure A. 4).

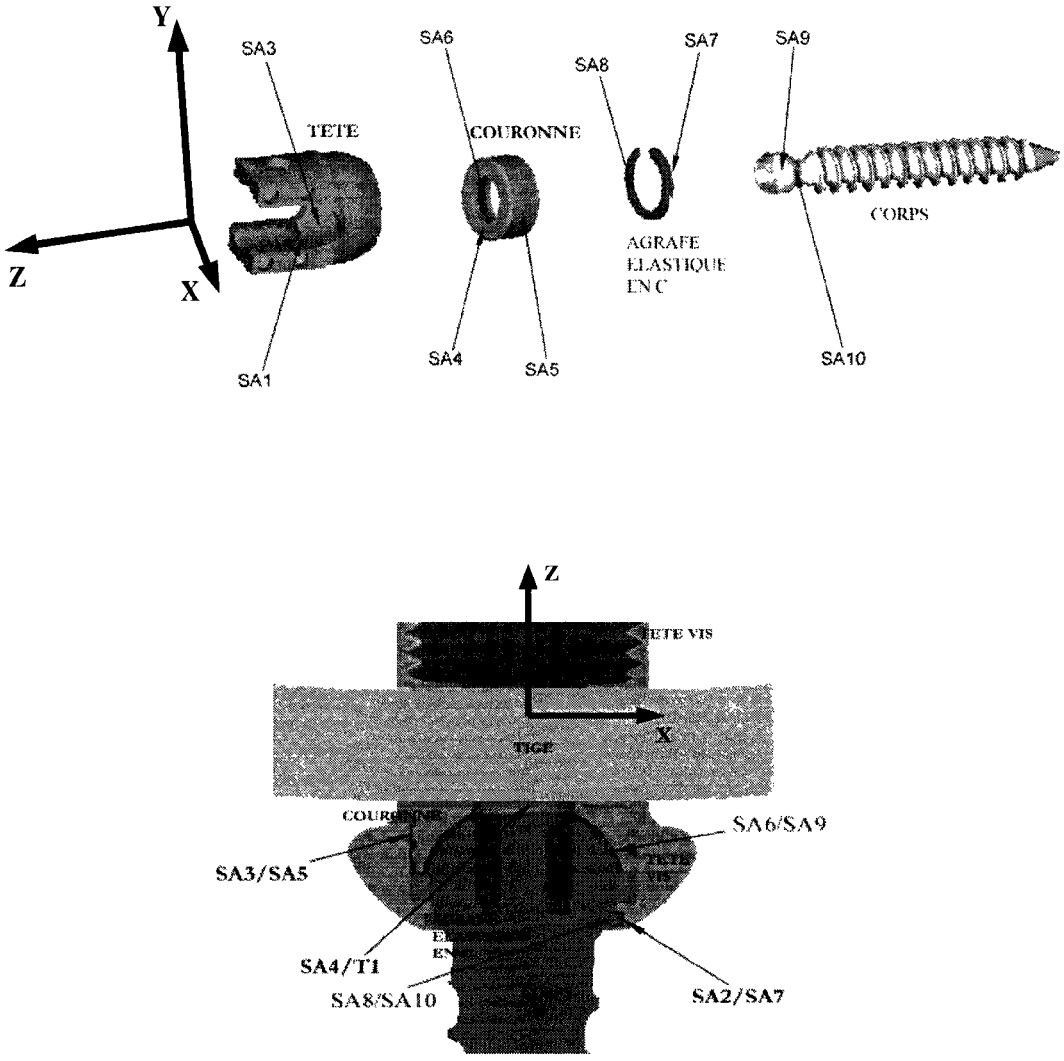


**Figure A. 4. Surfaces fonctionnelles des composantes de la vis pluriaxiale**

Les surfaces fonctionnelles à chaque étape de la chirurgie sont définies par les degrés de liberté et par les efforts transmis entre les deux surfaces en contact. Les tableaux qui suivent présentent les surfaces fonctionnelles en identifiant les degrés de liberté libres et

les efforts transmis (Tableaux A.2 à A.4). Ces informations sont exprimées dans les repères locaux des composantes du système d'instrumentation.

La surface de la lame des crochets est considérée étant cylindrique selon l'axe OX du système de coordonnées du crochet. La rainure spécifique au crochet pédiculaire est considérée comme cylindrique selon l'axe OZ. Le frottement entre deux surfaces fonctionnelles est négligé. Le contact entre deux surfaces fonctionnelles est considéré uniforme et les surfaces fonctionnelles sont considérées solidaires.

**Tableau A. 2. Surfaces fonctionnelles à la pose des implants (degrés de liberté libres et efforts transmis)**

| | vertèbre | |
|---|---|---|
| vis | V3/VT5<br>RZ, DX, DY<br>FZ, MX, MY | V4/VT6<br>RZ, DZ<br>FX, FY, FZ, MX, MY |
| crochet | C3/VT1, 2, 3<br>DY, RY<br>FX, FZ, MX, MZ | C4/VT4<br>DZ, RZ<br>FX, FY, MX, MY |

**Tableau A. 3. Surfaces fonctionnelles à la pose et à la rotation d'une tige avec serrage partiel des écrous (degrés de liberté libres et efforts transmis)**

| | vertèbre | | tige | écrou |
|---|---|---|---|---|
| vis | V3/VT5<br>RZ, DX, DY<br>FZ, MX, MY | V4/VT6<br>RZ, DZ<br>FX, FY, FZ, MX, MY | T1/V1<br>DX, RX<br>FZ, FY, MZ, MY | E2/V2<br>DZ, RZ<br>FX, FY, FZ, MX, MY |
| crochet | C3/VT1, 2, 3<br>DY, RY<br>FX, FZ, MX, MZ | C4/VT4<br>DZ, RZ<br>FX, FY, MX, MY | T1/C1<br>DX, RX<br>FZ, FY, MZ, MY | E2/C2<br>DZ, RZ<br>FX, FY, FZ, MX, MY |
| écrou | | | T1/E1<br>DX, DY, RX, RZ<br>FZ, MY | |

**Tableau A. 4. Surfaces fonctionnelles des composantes d'une vis pluriaxiale à la pose et à la rotation d'une tige avec serrage partiel des écrous (degrés de liberté libres et efforts transmis)**

| | couronne | | agrafe élastique en C |
|---|---|---|---|
| tête | SA1/SA4<br>DX, DY, RZ<br>FZ, MX, MY | SA3/SA5<br>DZ, RZ<br>FX, FY, MX, MY | SA2/SA7<br>RZ<br>FX, FY, FZ, MX, MY |
| corps | SA6/SA9<br>RX, RY, RZ<br>FX, FY, FZ | | SA8/SA10<br>RX, RY, RZ<br>FX, FY. FZ |

Lorsqu'un écrou est serré à fond, tous les degrés de liberté entre l'implant et la tige sont supprimés. De plus, si l'écrou est serré à fond sur une vis pluriaxiale, les degrés de

liberté entre les deux composantes de la vis sont également supprimés. Les liaisons implant-vertèbre ne sont pas influencées par le serrage à fond des écrous.

Les degrés de liberté de chaque binôme de surfaces fonctionnelles peuvent être représentés par une liaison standard équivalente. Les Tableaux suivants présentent les liaisons standard équivalentes pour chaque surface fonctionnelle (Tableaux A.5 à A.7). L'orientation des liaisons équivalentes est donnée dans le repère des objets.

**Tableau A. 5. Liaisons équivalentes implant-vertèbre**

| | Vertèbre | |
|---|---|---|
| vis | glissière hélicoïdale d'axe OZ | appui plan de normale OZ |
| crochet | pivot glissant d'axe OY | pivot glissant d'axe OZ |

**Tableau A. 6. Liaisons équivalentes tige-implant à la pose et à la rotation d'une tige avec serrage partiel des écrous**

| | tige | écrou |
|---|---|---|
| vis | pivot glissant d'axe OX | glissière hélicoïdale d'axe OZ |
| crochet | pivot glissant d'axe OX | glissière hélicoïdale d'axe OZ |
| écrou | linéaire rectiligne d'axe OX, de normale OZ | |

**Tableau A. 7. Liaisons équivalentes des composantes de la vis pluriaxiale à la pose et à la rotation d'une tige avec serrage partiel des écrous**

| | couronne | | agrafe élastique en C |
|---|---|---|---|
| tête | appui plan de normale OZ | pivot glissant d'axe OZ | pivot d'axe OZ |
| corps | rotule | | rotule |

Lorsque les écrous sont serrés à fond, toutes les liaisons présentées dans les Tableaux A.6 et A.7 deviennent des liaisons fixes.

# ANNEXE 2 – FORCES TOTALES DANS LES LIAISONS IMPLANT-VERTÈBRE

Cette annexe présente les forces totales dans les liaisons implant-vertèbre à la fin de chaque simulation. Le type et l'emplacement des implants sont également spécifiés.

**Tableau A. 8. a) Forces totales dans les liaisons implant-vertèbre**

| Patient | | Côté gauche de la vertèbre | Force totale (N) | Côté droit de la vertèbre | Force totale (N) |
|---|---|---|---|---|---|
| **P1** | | | | | |
| | T2 | crochet d'apophyse transverse | 130 | crochet pediculaire | 30 |
| | T4 | crochet pediculaire | 440 | | |
| | T5 | crochet pediculaire | 160 | | |
| | T6 | crochet pediculaire | 400 | | |
| | T7 | crochet pediculaire | 630 | | |
| | T8 | crochet pediculaire | 620 | | |
| | T9 | crochet pediculaire | | | 30 |
| | T10 | vis pediculaire fixe | 660 | | |
| | T11 | vis pediculaire pluriaxiale | 430 | | |
| | T12 | vis pediculaire pluriaxiale | 60 | | |
| | L1 | vis pediculaire pluriaxiale | 90 | vis pediculaire pluriaxiale | 30 |
| **P2** | | | | | |
| | T4 | crochet pediculaire | 100 | crochet pediculaire | 150 |
| | T5 | | | crochet pediculaire | 180 |
| | T6 | crochet pediculaire | 80 | | |
| | T7 | crochet pediculaire | 140 | | |
| | T8 | crochet pediculaire | 310 | | |
| | T11 | vis pediculaire pluriaxiale | 80 | | |
| | T12 | vis pediculaire pluriaxiale | 40 | | |
| | L1 | vis pediculaire pluriaxiale | 220 | vis pediculaire pluriaxiale | 40 |
| | L2 | vis pediculaire pluriaxiale | 220 | vis pediculaire pluriaxiale | 20 |
| **P3** | | | | | |
| | T7 | crochet pediculaire | 450 | | |
| | T8 | crochet pediculaire | 900 | crochet pediculaire | 400 |
| | T9 | crochet pediculaire | 2975 | crochet pediculaire | 1750 |
| | T10 | crochet pediculaire | 2600 | crochet pediculaire | 1700 |
| | T12 | vis pediculaire pluriaxiale | 400 | | |
| | L2 | vis pediculaire pluriaxiale | 850 | | |
| | L3 | vis pediculaire pluriaxiale | 400 | vis pediculaire pluriaxiale | 900 |
| | L4 | vis pediculaire pluriaxiale | 450 | vis pediculaire pluriaxiale | 650 |

## Tableau A. 9. b) Forces totales dans les liaisons implant-vertèbre

| Patient | | Côté gauche de la vertèbre | Force totale (N) | Côté droit de la vertèbre | Force totale (N) |
|---|---|---|---|---|---|
| **P3** | | | | | |
| | T7 | crochet pediculaire | 710 | | |
| | T8 | crochet pediculaire | 1010 | crochet pediculaire | 400 |
| | T9 | crochet pediculaire | 2600 | crochet pediculaire | 1650 |
| | T10 | crochet pediculaire | 2500 | crochet pediculaire | 1650 |
| | T12 | vis pediculaire pluriaxiale | 400 | | |
| | L2 | vis pediculaire pluriaxiale | 850 | | |
| | L3 | vis pediculaire pluriaxiale | 400 | vis pediculaire pluriaxiale | 900 |
| | L4 | vis pediculaire pluriaxiale | 450 | vis pediculaire pluriaxiale | 650 |
| **P4** | | | | | |
| | T3 | crochet lamaire | 400 | crochet lamaire | 350 |
| | T4 | crochet pediculaire | 400 | crochet pediculaire | 500 |
| | T5 | crochet pediculaire | 160 | | |
| | T7 | crochet pediculaire | 70 | | |
| | T8 | crochet pediculaire | 440 | | |
| | T9 | crochet lamaire | 900 | | |
| | T11 | vis pediculaire pluriaxiale | 310 | | |
| | T12 | vis pediculaire pluriaxiale | 450 | | |
| | L1 | vis pediculaire pluriaxiale | 700 | vis pediculaire pluriaxiale | 340 |
| | L2 | vis pediculaire pluriaxiale | 340 | | |
| | L3 | vis pediculaire pluriaxiale | 200 | vis pediculaire pluriaxiale | 220 |
| **P5** | | | | | |
| | T9 | crochet lamaire | 540 | crochet pediculaire | 30 |
| | T11 | vis pediculaire pluriaxiale | 640 | | |
| | T12 | | | vis pediculaire pluriaxiale | 50 |
| | L1 | vis pediculaire pluriaxiale | 240 | | |
| | L2 | vis pediculaire pluriaxiale | 530 | | |
| | L3 | vis pediculaire pluriaxiale | 750 | | |
| | L4 | vis pediculaire pluriaxiale | 580 | vis pediculaire pluriaxiale | 40 |
| **P6** | | | | | |
| | T4 | crochet pediculaire | 300 | crochet d'apophyse transverse | 300 |
| | T5 | crochet pediculaire | 350 | | |
| | T6 | crochet pediculaire | 350 | | |
| | T7 | crochet pediculaire | 200 | | |
| | T8 | crochet pediculaire | 1300 | crochet pediculaire | 500 |
| | T9 | crochet pediculaire | 300 | | |
| | T12 | vis pediculaire pluriaxiale | 400 | | |
| | L1 | vis pediculaire pluriaxiale | 700 | vis pediculaire pluriaxiale | 800 |
| | L2 | vis pediculaire pluriaxiale | 200 | | |
| | L3 | vis pediculaire pluriaxiale | 400 | vis pediculaire pluriaxiale | 390 |
| **P7** | | | | | |
| | T4 | crochet pediculaire | 200 | crochet pediculaire | 300 |
| | T5 | crochet pediculaire | 300 | | |
| | T6 | crochet pediculaire | 700 | crochet pediculaire | 600 |
| | T7 | crochet pediculaire | 300 | | |
| | T8 | crochet lamaire | 450 | | |
| | T11 | vis pediculaire pluriaxiale | 600 | vis pediculaire pluriaxiale | 300 |
| | T12 | vis pediculaire pluriaxiale | 600 | | |
| | L1 | vis pediculaire pluriaxiale | 1150 | | |
| | L2 | vis pediculaire pluriaxiale | 300 | | |
| | L3 | vis pediculaire pluriaxiale | 200 | | |
| | L4 | vis pediculaire pluriaxiale | 300 | vis pediculaire pluriaxiale | 100 |