

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

**MODÉLISATION ET ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE L'INFLUENCE DE LA
CAGE THORACIQUE SUR UNE INSTRUMENTATION CHIRURGICALE DU
RACHIS SCOLIOTIQUE**

**RAPHAËL VAZQUEZ-POUDONSON
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL**

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

AOÛT 2005

© Raphaël Vazquez-Poudonson, 2005.



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 978-0-494-16863-9

Our file Notre référence

ISBN: 978-0-494-16863-9

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

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

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

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

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

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

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

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 ET ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE L'INFLUENCE DE LA
CAGE THORACIQUE SUR UNE INSTRUMENTATION CHIRURGICALE DU
RACHIS SCOLIOTIQUE**

présenté par : VAZQUEZ-POUDONSON Raphaël

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

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

M. LABELLE Hubert, M.D., président

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

M. PETIT Yvan, Ph.D., membre

REMERCIEMENTS

Je souhaiterais, tout d'abord, remercier mon directeur de recherche, le Pr Carl-Éric Aubin, pour m'avoir offert la possibilité de travailler au sein de son équipe du laboratoire LIS3D/LMBCAO. Grâce à ses précieux conseils, son dynamisme et son intérêt porté à mon projet, j'ai pu travailler sur ce projet de maîtrise avec plaisir tout au long de ces deux années.

Un grand merci aussi à Josée Carrier, Fabien Luce et Julien Clin qui m'ont donné « quelques » (c'est évidemment un euphémisme!) précieux coups de main dans mon projet.

Je tiens également à tirer mon chapeau à Philippe Labelle et Julie Joncas que j'ai assené de questions durant ces 2 ans et qui m'ont toujours répondu avec leur grand sourire sans jamais montrer de signe d'exaspération.

J'adresse également mes remerciements au Dr Hubert Labelle et à l'infirmière en chef Danièle Catonguay pour leurs conseils cliniques, à Christian Bellefleur pour ses conseils techniques et au reste de l'équipe du laboratoire LIS3D/LMBCAO de l'Hôpital Ste Justine de Montréal.

Finalement, je tiens à exprimer ma sincère gratitude à ces amis que j'ai rencontré au Québec (Barthélemy, Maxime, Émilie, Cyprien, Romain, Mathieu,...et tous les autres) avec qui j'ai passé ces très bons moments dans ce magnifique pays, à ma petite Blandine, à mon cousin Pierre-Yves, à ma famille et à mes amis restés en France qui m'ont épaulé.

Un merci aussi à l'ICAM pour m'avoir permis de partir en échange à Montréal et sans qui cette expérience enrichissante tant sur le plan professionnel que sur le plan humain n'aurait été possible.

Ce projet de maîtrise a été financé par le Conseil de Recherche en Sciences Naturelles et Génie du Canada (CRSNG) ainsi que la compagnie Medtronic Sofamor-Danek.

RÉSUMÉ

La scoliose idiopathique adolescente est une déformation tridimensionnelle à la fois de la colonne vertébrale mais également de la cage thoracique. Le recours à une instrumentation du rachis intervient dans les cas les plus sévères de scoliose afin de redresser les courbures du rachis. La fixation d'implants sur le rachis et la pose de tiges le long de ce dernier sont les principales étapes de cette chirurgie. Les corrections du rachis et de la cage thoracique à l'issue d'une instrumentation Cotrel-Dubousset Horizon ne peuvent pas être encore prédites de façon fiable. L'objectif global de ce projet était donc de développer et valider un modèle de la cage thoracique qui serait ensuite ajouté au modèle existant du rachis (Luce, 2004) afin de simuler une chirurgie d'instrumentation du rachis. Les objectifs spécifiques consistaient à développer et valider un modèle à partir de données expérimentales disponibles, à réaliser une étude de sensibilité des conditions limites du modèle, étudier l'influence de l'instrumentation sur la cage thoracique et réciproquement, l'influence de la cage thoracique sur une instrumentation du rachis et enfin, analyser l'effet d'une costoplastie sur la cage thoracique et la colonne vertébrale instrumentée. Une première hypothèse selon laquelle la cage thoracique joue un rôle important dans le comportement du rachis et augmente sa rigidité lors d'une chirurgie a été testée. La seconde hypothèse suggère que l'instrumentation du rachis permet de corriger significativement la déformation de la cage thoracique. La troisième hypothèse suppose que l'ajout de conditions limites sur la

cage thoracique améliore la précision des résultats de la simulation de l'instrumentation chirurgicale du rachis.

La géométrie du modèle du thorax a été personnalisée au patient à partir de reconstructions multi-vues radiographiques. La modélisation de la cage thoracique a été réalisée selon l'approche par multi-corps flexibles. Les côtes ont été modélisées par une succession de N éléments flexibles pour chaque côte. Les ligaments intercostaux ont été modélisés par des ressorts qui se croisaient entre chaque niveau costal. Chaque cartilage costal a été modélisé par 2 éléments « poutre ». Les articulations costo-vertébrales ont été modélisées par des matrices générales, dénommées « Field » dans la nomenclature du logiciel ADAMS. Les propriétés mécaniques des articulations costo-vertébrales, des cartilages costaux, des ligaments intercostaux et des côtes ont été tirées de la littérature. Une première étape de validation a consisté en une comparaison entre des données expérimentales tirées de la littérature et des résultats de simulations de compressions sternale et latérales sur le modèle de la cage thoracique. Les résultats des simulations des tests d'inflexion latérale, flexion, extension et torsion du rachis à partir de différentes configurations du thorax ont été comparés avec les résultats d'Andriacchi (1974) afin de montrer l'effet rigidificateur de la cage thoracique sur le comportement du rachis. Enfin, la dernière étape de validation était de simuler 6 cas de chirurgie d'instrumentation Cotrel-Dubousset Horizon et de les comparer avec les chirurgies réelles. Les simulations réalisées avec et sans cage thoracique permettent d'évaluer son influence. Des études de sensibilité ont été menées sur les paramètres de simulation tels que les conditions

limites, l'orientation des implants et la forme des tiges. La personnalisation des propriétés mécaniques du rachis, la costoplastie et l'application d'une force sur la cage thoracique durant la dérotation de la première tige ont également fait l'étude de travaux dans ce projet.

Les comparaisons entre le présent modèle et les modèles de Andriacchi (1974), Closkey (1992) et Aubin (1995) ainsi qu'avec les données expérimentales de Patrick (1965), Agostoni (1966) et Nahum (1970) montrent des résultats semblables quant au comportement de la cage thoracique suite à des compressions sternales et latérales. Le travail réalisé sur les différentes configurations du thorax a montré que la cage thoracique rigidifiait le rachis de 43% en inflexion latérale, 35% en flexion/extension et 37% en torsion. La combinaison des ligaments intercostaux et du sternum est la principale responsable de cet effet rigidificateur. La condition limite donnant les meilleurs résultats pour les corrections du rachis et de la cage thoracique suite à une instrumentation Cotrel-Dubousset Horizon a été celle bloquant les translations dans le plan transverse de la vertèbre supérieure, laissant libre les rotations dans les plans sagittal et frontal de la vertèbre inférieure et bloquant les translations des segments les plus antérieurs des côtes. La présence de la cage thoracique a provoqué une différence de correction du rachis d'environ 15% dans le plan frontal par rapport à la simulation avec le modèle du rachis seul. Aucune différence significative n'est apparue dans les corrections des courbures sagittales du rachis. Le nombre limité de cas de chirurgie et les problèmes de reconstruction géométrique de la cage thoracique n'ont pas permis de

conclure quant à la diminution de la gibbosité suite à une instrumentation Cotrel-Dubousset Horizon. Concernant les efforts générés dans les liaisons implant-vertèbre, ils sont en moyenne de 460N pour le modèle complet. Dépendamment des patients, la cage thoracique provoque une augmentation de ces efforts. Les études de sensibilité des paramètres de simulation ont montré que le modèle de la cage thoracique était beaucoup plus sensible aux variations de ces paramètres que ne l'était le modèle du rachis seul. L'effet d'une costoplastie s'est fait ressentir à la fois sur la correction du rachis où une diminution de l'angle de Cobb d'environ 10% a été constatée mais aussi sur la gibbosité où celle-ci a diminué de 14% à l'apex de la courbure. Enfin, une augmentation de 21% de la gibbosité a été observée suite au retrait de la force appliquée sur la gibbosité durant la chirurgie.

La première hypothèse a ainsi été vérifiée. Concernant la seconde hypothèse, le travail réalisé ne permet pas de confirmer la correction significative de la déformation de la cage thoracique suite à une instrumentation du rachis. Cette hypothèse reste encore à approfondir même si les études les plus récentes tendent à montrer qu'une instrumentation Cotrel-Dubousset Horizon diminuerait d'environ 25% la gibbosité. Finalement, la troisième hypothèse selon laquelle l'ajout de conditions limites sur la cage thoracique améliore la précision des résultats de la simulation de l'instrumentation chirurgicale du rachis est partiellement vérifiée. En effet, un compromis entre les corrections du rachis et de la cage thoracique peut être trouvé en contraignant la cage thoracique. Cette étude a contribué à une meilleure compréhension de l'influence de la

cage thoracique sur le comportement du rachis mais aussi du rôle joué par la cage thoracique durant une instrumentation Cotrel-Dubousset Horizon.

ABSTRACT

Adolescent idiopathic scoliosis is a 3D deformation of the spine and the rib cage. The instrumentation of the spine is used in severe cases of scoliosis in order to straighten the curves of the spine. This surgery is composed by the fixation of several implants and the addition of rods. The corrections of the spine and the rib cage at the end of the CDH instrumentation can't be predicted in a reliable way. The global aim of this project was to develop and to validate a model of the rib cage which would be added on the existing model of the spine (Luce, 2004) in order to simulate the Cotrel-Dubousset Horizon instrumentation. The specific aims were the development and the validation of a model using available experimental data, a sensitivity study of boundary conditions of the model, a study of the effect of the instrumentation on the rib cage and reciprocally, the effect of the rib cage on an instrumentation of the spine and finally, an analysis of the effect of the costoplasty on the rib cage and the instrumented spine. A first hypothesis according to which the rib cage plays an important role in the behaviour of the spine and increases the stiffness during a surgery was tested. The second hypothesis suggests that the instrumentation of the spine can significantly correct the deformation of the rib cage. The third hypothesis supposes that the adding of boundary conditions on the rib cage improves the precision of the results in the simulation of the surgical instrumentation of the spine.

The geometry of the thorax model was personalized using multi-view radiographic reconstructions. The modeling of the rib cage was realized using multibody and flexible mechanisms. The ribs were modeled by a succession of N flexible elements for each rib. The intercostal ligaments were modeled by springs which cross between each costal level. Each costal cartilage was modeled by 2 “Beam” elements. The costo-vertebral articulations were modeled by 6×6 stiffness matrices corresponding to “Field” elements in the database of ADAMS. The mechanical properties of costo-vertebral articulations, costal cartilages, intercostal ligaments and ribs were taken from literature. The first step of the validation consisted in a comparison between experimental data and results of simulations of compressive loads to the sternum and lateral squeezing loads on the model of the rib cage. The results of the simulations of bending tests from different configurations of the thorax were compared with the results of Andriacchi (1974) in order to show the stiffening effect of the rib cage on the behaviour of the spine. Finally, the last step of the validation was to simulate 6 cases of Cotrel-Dubousset Horizon surgical instrumentations and to compare them with the real surgeries. The simulations with and without rib cage can also evaluate its influence. Sensitivity studies were realized on the parameters of simulation like the boundary conditions, the orientation of implants and the shape of the rods. The studies of the personalization of the mechanical properties of the spine, the costoplasty and the application of a force on the rib cage during the derotation of the first rod were made in this project.

The comparisons between the present model and the models of Andriacchi (1974), Closkey (1992) and Aubin (1995) and the experimental data of Patrick (1965), Agostoni (1966) and Nahum (1970) show similar results in the behaviour of the rib cage after the application of compressive loads on the sternum and lateral squeezing loads on the rib cage. The work realized on the different configurations of the thorax showed that the rib cage stiffened the spine of 43% in lateral bending, 35% in flexion/extension and 37% in axial rotation. The intercostal ligaments and the sternum were principally responsible of this stiffening effect. The boundary condition giving the best results for the corrections of the spine and the rib cage after a Cotrel-Dubousset Horizon instrumentation was the condition blocking the translations in the transverse plane of the superior vertebra, allowing the rotations in the frontal and sagittal planes and blocking the translations of the segments the most anterior of the ribs. The presence of the rib cage caused a difference of the correction of the spine about 15% in the frontal plane compared to the simulation with the model of the alone spine. No significant difference was appeared in the corrections of the curves in the sagittal plane. The limited number of the cases of surgery and the problems of the geometrical reconstruction of the rib cage didn't conclude to the diminution of the rib hump after a surgical instrumentation of the spine. Concerning the generated loads in the implant-vertebra links, the median is about 460N for the complete model. Dependently the patients, the rib cage increased these loads. Sensitivity studies of the parameters of the simulation showed that the model of the rib cage was more influenced by the variations of these parameters than the model of the alone spine. The effect of the costoplasty was detected on the correction of the spine

where the Cobb angle decreased of 10% and on the rib hump which decreased of 14% at the apex of the curve. Finally, an augmentation of 21% of the rib hump appeared if the force on the ribs was deleted during the surgery.

The first hypothesis was verified. Concerning the second hypothesis, the realized work can't confirm the significant correction of the deformation of the rib cage after a surgical instrumentation of the spine. Future works are necessary even if the most recent studies show that a Cotrel-Dubousset Horizon instrumentation would decrease the rib hump about 25%. Finally, the third hypothesis according to which the adding of boundary conditions on the rib cage improves the precision of the results in the simulation of the surgical instrumentation of the spine is partially verified. Indeed, a compromise between the corrections of the spine and the rib cage can be found constraining the rib cage. This study contributed to a best understanding of the influence of the rib cage on the behaviour of the spine and of the role played by the rib cage during a Cotrel-Dubousset Horizon instrumentation.

TABLE DES MATIÈRES

Remerciements.....	IV
Résumé.....	VI
Abstract	XI
TABLE DES MATIÈRES	XV
LISTE DES TABLEAUX.....	XVIII
LISTE DES FIGURES.....	XIX
LISTE DES ANNEXES.....	XXIII
Introduction	1
Chapitre 1. Revue des connaissances.....	3
1.1. Anatomie descriptive du tronc humain sain.....	3
1.1.1. Description de la colonne vertébrale.....	3
1.1.2. Description de la cage thoracique	6
1.1.3. Les articulations du tronc	8
1.2. Biomécanique du tronc humain	11
1.3. Les déformations scoliotiques.....	15
1.3.1. Caractéristiques des déformations scoliotiques	15
1.3.2. Évaluation des déformations scoliotiques.....	17
1.4. Les traitements de la scoliose.....	20
1.4.1. Les traitements par orthèse.....	20
1.4.2. Les traitements chirurgicaux	20
1.5. Revue critique des modèles du tronc humain	25

1.6. Revue critique des modèles d'instrumentation	35
Chapitre 2. Matériels et méthodes.....	42
2.1. Hypothèses et objectifs	42
2.2. Modélisation des côtes	43
2.2.1. Correction des interférences géométriques	43
2.2.2. Modélisation géométrique et mécanique des côtes.....	45
2.3. Modélisation du sternum.....	48
2.4. Caractérisation et modélisation des cartilages costaux	49
2.5. Caractérisation et modélisation des joints CVCT	51
2.6. Modélisation des ligaments intercostaux	54
2.7. Validations du modèle.....	55
2.7.1. 1 ^{ère} étape de validation : Sollicitations de la cage thoracique et comparaison aux données expérimentales.....	55
2.7.2. 2 ^{ème} étape de validation : Comparaison aux essais d'Andriacchi	58
2.7.3. 3 ^{ème} étape de validation : Comparaison entre des simulations de chirurgie du rachis vs. des chirurgies réelles.....	60
2.8. Étude de sensibilité des conditions limites.....	63
2.9. Étude de sensibilité sur la personnalisation des propriétés mécaniques du rachis	64
2.10. Étude de sensibilité sur l'orientation des implants.....	67
2.11. Étude de sensibilité sur la forme de la tige	68
2.12. Effet de la costoplastie	70
Chapitre 3. Résultats	71

3.1. Étude du comportement global de la cage thoracique	71
3.1.1. Comportement des côtes	71
3.1.2. Comportement des cartilages costaux	73
3.1.3. Comportement des joints CVCT	76
3.1.4. Comportement du rachis associé à la cage thoracique	78
3.1.5. Comportement de la cage thoracique	79
3.2. Étude de l'effet rigidificateur de la cage thoracique sur le rachis	81
3.3. Étude de l'influence des conditions limites imposées au modèle	84
3.4. Évaluation des corrections géométriques des simulations de chirurgie	87
3.5. Efforts générés sur un rachis instrumenté	92
3.6. Études de sensibilité des paramètres de simulation	93
Chapitre 4. Discussion	96
4.1. Modélisation de la cage thoracique	96
4.2. Les conditions limites imposées au modèle	97
4.3. Corrections géométriques suite à une chirurgie	99
4.4. Efforts induits lors des chirurgies	104
4.5. Paramètres de simulation du modèle	105
Conclusion et recommandations	108
RÉFÉRENCES	111
Annexes	116

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2.1 : Caractéristiques des patients utilisés pour les simulations de chirurgie	61
Tableau 2.2 : Conditions limites testées pour le patient n°2	64
Tableau 2.3 : Mesures des angles de Ferguson du patient n°2 en position debout et en bending droit et gauche	66
Tableau 3.1 : Propriétés mécaniques des côtes	72
Tableau 3.2 : Propriétés mécaniques des cartilages costaux	74
Tableau 3.3 : Forces totales dans les liaisons implant-vertèbre en fonction des conditions limites	87
Tableau 3.4 : Forces totales dans les liaisons implant-vertèbre	92

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1: Colonne vertébrale : (a) vue antéro-postérieure; (b) sagittale; (c)	
postéro-antérieure	4
Figure 1.2 : Vertèbre thoracique : (a) vue supérieure; (b) latérale	6
Figure 1.3 : Vue antérieure de la cage thoracique.....	7
Figure 1.4 : Côte : (a) vue latérale; (b) vue postérieure	8
Figure 1.5 : Articulation intervertébrale.....	9
Figure 1.6 : Vue latérale gauche et coupe transverse (vue supérieure) d'une vertèbre et	
de ses articulations	10
Figure 1.7: Mouvements possibles entre un couple de vertèbres.....	11
Figure 1.8: Mouvements des côtes : (a) vue apicale; (b) latérale; (c) frontale.....	12
Figure 1.9: Rigidité du rachis avec et sans cage thoracique	14
Figure 1.10: Types de scoliose: (a) thoracique; (b) thoraco-lombaire; (c) double; (d)	
lombaire	16
Figure 1.11: Gibbosité.....	17
Figure 1.12: Mesures de l'angle de Cobb analytique (a) dans le plan frontal; (b) dans le	
plan sagittal	18
Figure 1.13: Scoliomètre mesurant la gibbosité.....	19
Figure 1.14: Mesures (a) intrinsèques et (b) (c) extrinsèques de la cage thoracique	19
Figure 1.15: Positionnement du patient lors d'une chirurgie	21
Figure 1.16: Étapes chirurgicales par Cotrel-Dubousset.....	22

Figure 1.17: Résection esthétique d'une côte du côté de la convexité(a) dégagement des muscles; (b) identification de la côte la plus proéminente; (c) libération du périoste qui entoure la côte; (d) section du segment déformé	24
Figure 1.18: Appareil de calibrage lors des prises de radiographies LAT, PA0 et PA2030	
Figure 1.19: Reconstruction géométrique du tronc humain.....	31
Figure 1.20: Matrice de raideur d'une poutre de Timoshenko avec ses coefficients	33
Figure 1.21: Matrice générale de raideur	35
Figure 2.1: Interférences géométriques des côtes	44
Figure 2.2: Correction des interférences géométriques des côtes	45
Figure 2.3: Modélisation mécanique d'une côte sous MSC.ADAMS	46
Figure 2.4: Repère local d'une côte	47
Figure 2.5: Modélisation géométrique du sternum	49
Figure 2.6: Localisation des chargements sur les cartilages costaux	50
Figure 2.7: Repère local du joint CVCT	51
Figure 2.8: Modélisation mécanique des ligaments intercostaux sous MSC.ADAMS ...	54
Figure 2.9: Conditions limites lors de la simulation de l'expérience de Lovett	56
Figure 2.10: Conditions limites lors de la simulation de l'expérience de Agostoni	57
Figure 2.11: Conditions limites lors de la simulation des expériences de Patrick et Nahum.....	58
Figure 2.12 : Personnalisation du paramètre d'inflexion latérale de la matrice générale de la liaison intervertébrale.....	66
Figure 2.13 : Radiographies post-opératoires LAT et PA0 du patient n°2	67

Figure 2.14 : Vues PA du modèle du patient n°2 avec a) l'orientation originale des implants b) l'orientation modifiée des implants	68
Figure 2.15 : Modification de la forme des tiges gauche a) et droite b)	69
Figure 3.1 : Déformations de la côte 2 après sollicitations	72
Figure 3.2 : Déformations de la côte 4 après sollicitations	73
Figure 3.3 : Déformations de la côte 8 après sollicitations	73
Figure 3.4 : Déformations du cartilage costal 2 après sollicitations	74
Figure 3.5 : Déformations du cartilage costal 4 après sollicitations	75
Figure 3.6 : Déformations du cartilage costal 7 après sollicitations	75
Figure 3.7 : Paramètres influents de la matrice générale de raideur	76
Figure 3.8 : Déformations des articulations CVCT	77
Figure 3.9 : Résultats de l'expérience de Lovett (1905)	78
Figure 3.10 : Résultats de l'expérience de Agostoni (1966)	79
Figure 3.11 : Résultats de l'expérience de Patrick (1965) et Nahum (1970)	80
Figure 3.12 : Évaluation de l'effet rigidificateur de la cage thoracique sur le rachis comparativement au modèle d'Andriacchi (1974)	81
Figure 3.13 : Rapports de raideur entre les différentes configurations du thorax et celle du rachis seul : Andriacchi (1974) vs. le présent modèle	82
Figure 3.14 : Raideur relative du a) modèle d'Andriacchi (1974) b) présent modèle ...	83
Figure 3.15 : Angle de Cobb et gibbosité post-opératoires obtenus avec les différentes conditions limites sur le patient n°2	85
Figure 3.16 : Indices géométriques des simulations de chirurgie	89

Figure 3.17: Différences entre les efforts moyens dans les liaisons implant-vertèbre avec le modèle du thorax complet et celui du rachis seul pour chaque patient ..93

Figure 3.18 : Influence des paramètres de simulation sur les corrections du rachis et de la cage thoracique pour le patient n°2.....94

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE A: Protocole pour l'acquisition de données de la chirurgie d'instrumentation du rachis par abord postérieur, en vue de la simulation de la chirurgie .	116
ANNEXE B: Fiche d'obtention des données.....	119

INTRODUCTION

La scoliose idiopathique adolescente est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale mais également de la cage thoracique. Dans les cas les plus sévères de scoliose, l'orthopédiste est amené à effectuer une instrumentation chirurgicale du rachis. Cette opération a pour but de redresser et fusionner la colonne vertébrale. Le système d'instrumentation se compose principalement de deux tiges fixées le long du rachis par des implants tels que des crochets ou des vis. Les manœuvres chirurgicales réalisées durant l'opération sont complexes et nécessitent les compétences d'un chirurgien expérimenté. Une costoplastie est parfois réalisée de façon concomitante afin de corriger la déformation de la cage thoracique, appelée gibbosité, qui se traduit par une « bosse » dans le dos des patients.

Andriacchi et coll. (1974) ont montré par un modèle biomécanique que la cage thoracique rigidifiait le rachis. Cependant, le comportement de la cage thoracique durant une chirurgie d'instrumentation de même que son influence sur la correction du rachis n'ont pas encore été étudiés. À l'aide de modèles biomécaniques du rachis, des chirurgies d'instrumentation ont pu être simulées (Poulin, 1998; Petit, 2002; Verniest, 2003; Stirbu, 2004; Luce, 2004). Cependant, ces études se sont pour l'instant limitées à l'étude de la correction du rachis. Le but premier de ce projet était donc de développer un modèle biomécanique de la cage thoracique et de l'incorporer aux modèles existants

du rachis. Le second principal objectif était d'étudier l'effet de la cage thoracique lors de l'instrumentation chirurgicale Cotrel-Dubousset Horizon.

Le chapitre 1 de ce mémoire présente brièvement l'anatomie descriptive et fonctionnelle du tronc humain. Une revue critique des précédents modèles biomécaniques y est également exposée. Dans le second chapitre, la méthodologie adoptée dans la modélisation et l'étude biomécanique de l'influence de la cage thoracique sur une instrumentation CDH est décrite. Des études de sensibilité sur les différents paramètres d'instrumentation y sont également incluses. Les résultats concernant les validations du modèle et les simulations de chirurgie sur 6 patients sont présentés dans le chapitre 3. Le chapitre 4 correspond à une discussion de ces résultats. Ce mémoire se clôture par une conclusion sur le projet et ses objectifs ainsi que sur les recommandations pour les travaux à venir.

CHAPITRE 1. REVUE DES CONNAISSANCES

Ce chapitre a pour but de rassembler les informations pertinentes et utiles qui aideront à la compréhension de ce projet. Dans un premier temps, l'anatomie du tronc humain accompagnée de sa biomécanique sera abordée. Les figures sont principalement tirées de Rouvière (2002). Celle-ci sera suivie d'une présentation des déformations scoliotiques et de leurs traitements. Une revue critique des modèles du tronc humain et des instrumentations chirurgicales clôturera ce chapitre.

1.1. Anatomie descriptive du tronc humain sain

Le tronc humain est une structure très complexe dont les trois composantes osseuses principales sont les suivantes: la colonne vertébrale (ou rachis), la cage thoracique (ou thorax) composée de 12 paires de côtes et le bassin rassemblant le sacrum, l'os iliaque et le coccyx. Une structure ligamentaire tout aussi complexe ainsi que des muscles, des cartilages et des organes internes complètent le tronc humain.

1.1.1. Description de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale est la principale structure de support du squelette humain. Elle se compose de 33 à 35 vertèbres réparties en 5 segments principaux (Figure 1.1): les

vertèbres cervicales (C1 à C7), les vertèbres thoraciques (T1 à T12), les vertèbres lombaires (L1 à L5), les vertèbres sacrées (S1 à S5) et les vertèbres coccygiennes (soudées ensemble). Dans le plan sagittal, celle-ci comporte quatre courbures; une lordose cervicale, une cyphose thoracique, une lordose lombaire et une cyphose sacrée. Ces différentes courbures confèrent à la colonne vertébrale sa flexibilité, sa capacité d'absorption des chocs et ses différentes caractéristiques de rigidité et de stabilité à chaque niveau vertébral.

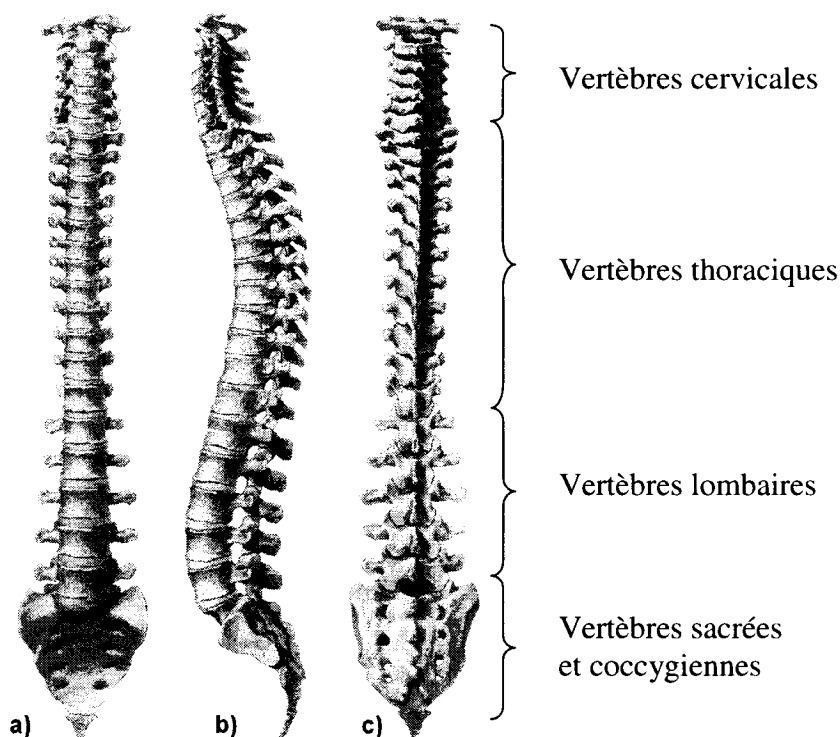


Figure 1.1: Colonne vertébrale : (a) vue antéro-postérieure; (b) sagittale; (c) postéro-antérieure (adaptée de Netter, 1995)

Chaque vertèbre est composée d'une partie antérieure appelée corps vertébral et d'une partie postérieure (Figure 1.2). Le corps vertébral présente deux surfaces, une crâniale et une caudale qui représentent respectivement les plateaux vertébraux supérieur et inférieur. Les éléments postérieurs de la vertèbre sont l'arc vertébral, composé des pédicules et des lames, qui entoure le canal vertébral et les sept apophyses. Une apophyse épineuse naît de l'union des lames et se dirige en arrière. Deux apophyses transverses, situées en arrière des pédicules, se dirigent en dehors et se terminent par un sommet libre. On peut noter que les apophyses transverses thoraciques possèdent une surface articulaire qui les relie à la côte adjacente. Enfin, quatre apophyses articulaires servent, quant à elles, à limiter le mouvement entre les vertèbres voisines en glissant les unes sur les autres grâce à leurs surfaces respectives. Il est à noter qu'il existe des caractéristiques propres à certaines vertèbres thoraciques. Ainsi, la première vertèbre thoracique présente une facette complète qui répond à toute la surface articulaire de la première côte et une demi-facette, en bas, qui se trouve en vis-à-vis de la deuxième côte. On remarque également une absence de la facette articulaire costale inférieure du corps vertébral au niveau de la douzième thoracique. En ce qui concerne les onzième et douzième vertèbres thoraciques, leurs corps vertébraux ne présentent sur leurs facettes latérales qu'une seule facette costale en rapport avec toute la surface articulaire de la côte correspondante. Il leur manque également la facette costale des apophyses transverses.

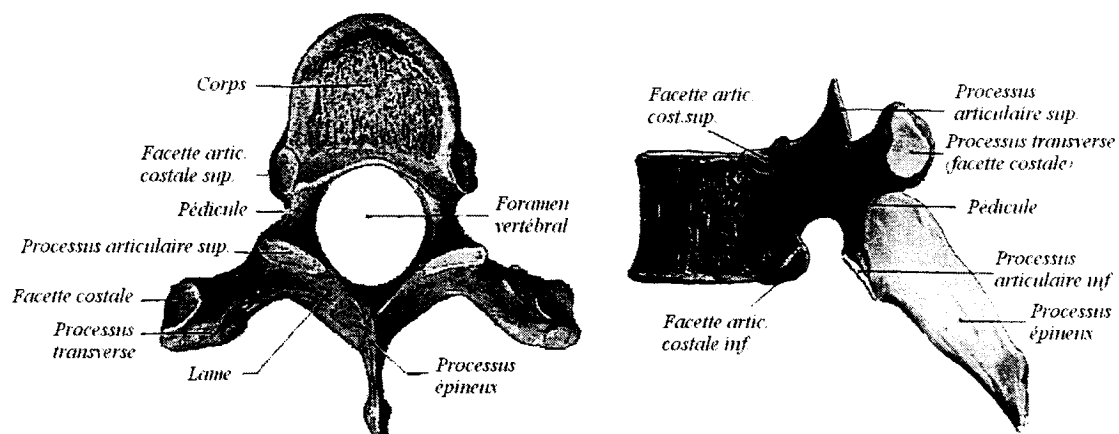


Figure 1.2 : Vertèbre thoracique : (a) vue supérieure; (b) latérale (Rouvière, 2002)

La colonne vertébrale remplit trois fonctions principales (White et Panjabi, 1978):

- Elle a pour rôle de transférer le poids et les moments de flexion induits par la tête, le tronc et les membres supérieurs au bassin.
- Elle permet grâce à sa configuration géométrique et mécanique d'effectuer des mouvements physiologiques suffisants entre la tête, le tronc et le bassin.
- Elle a un rôle protecteur, celui du système nerveux central : la moëlle épinière.

1.1.2. Description de la cage thoracique

Le thorax ou cage thoracique est constitué de la portion lombaire du rachis, de 12 paires de côtes ainsi que des cartilages costaux et du sternum.

Il existe 3 catégories de côtes : les vraies côtes, au nombre de 7 paires, s'unissant au sternum par les cartilages costaux, 3 paires de fausses côtes proprement dites s'unissant par l'extrémité antérieure du cartilage qui les prolonge au cartilage costal

situé au-dessus et les côtes flottantes correspondant aux onzième et douzième côtes dont le cartilage est libre (Figure 1.3). Les cartilages costaux servent donc à prolonger les côtes en avant; les sept premiers rejoignant le sternum situé à la partie antérieure et médiane du thorax. Le sternum est constitué de haut en bas par le manubrium, le corps et l'appendice xyphoïde.

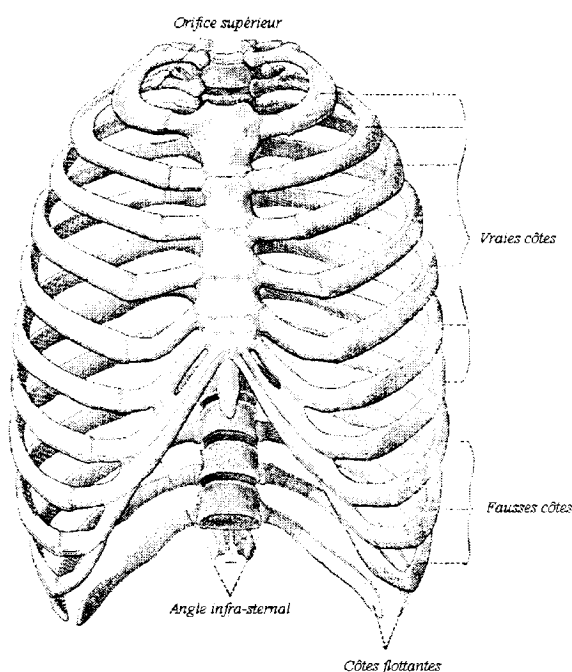


Figure 1.3 : Vue antérieure de la cage thoracique (Rouvière, 2002)

On retrouve sur chaque côte un corps, une extrémité antérieure et une extrémité postérieure (Figure 1.4). On remarque sur le corps, une face externe, une face interne, un bord supérieur et un bord inférieur qui forme la lèvre inféro-externe de la gouttière costale. C'est sur cette lèvre que s'insèrent les muscles intercostaux. L'extrémité antérieure, creusée d'une excavation, permet de recevoir l'extrémité externe du cartilage

costal. L'extrémité postérieure est composée de la tête costale, de la tubérosité et du col. On distingue sur la tête costale deux facettes articulaires qui s'opposent aux demi-facettes costales des corps vertébraux correspondants. La tubérosité présente une saillie inféro-interne, articulaire, qui répond à la surface articulaire de l'apophyse transverse et une saillie supéro-externe, rugueuse, qui donne attache à des ligaments. Le col, compris entre la tête et la tubérosité, a une face antérieure lisse et une face postérieure recouverte de rugosités pour les insertions ligamenteuses.

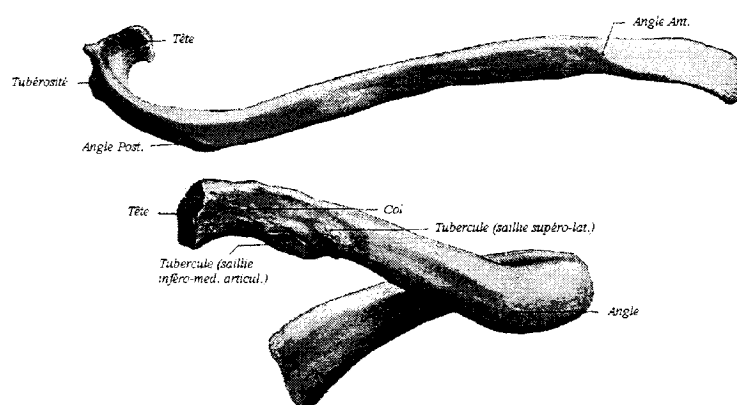


Figure 1.4 : Côte : (a) vue latérale; (b) vue postérieure (Rouvière, 2002)

1.1.3. Les articulations du tronc

1.1.3.1. Les liaisons intervertébrales

Les liaisons intervertébrales fonctionnent de la même façon aux différents niveaux du rachis à l'exception des niveaux cervical, sacro-vertébral et sacro-coccygien. Les faces supérieure et inférieure des corps vertébraux représentent les surfaces articulaires. Entre celles-ci, se trouvent des ligaments interosseux ou disques vertébraux et des ligaments périphériques qui composent l'articulation (Figure 1.5).

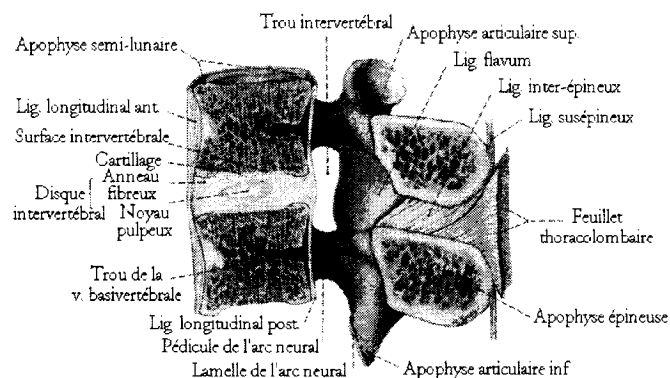


Figure 1.5 : Articulation intervertébrale : (tirée de <http://site.ifrance.com/CorpsHumain/> , consultée le 28/09/04)

1.1.3.2. Les liaisons costo-vertébrales et costo-transverses

Ce sont les joints costo-vertébraux et costo-transverses (CVCT) composés de ligaments qui relient les extrémités postérieures des côtes aux vertèbres thoraciques. L'articulation costo-vertébrale lie la tête costale aux facettes articulaires costales inférieures et supérieures des vertèbres sus et sous-jacentes. La tête des première, onzième et douzième côtes ne s'articule qu'avec une seule vertèbre et présente une seule facette articulaire face à une surface articulaire placée sur la face latérale de la vertèbre correspondante. L'articulation costo-transverse joint la tubérosité costale à la facette articulaire transverse de la vertèbre sous-jacente (Figure 1.6).

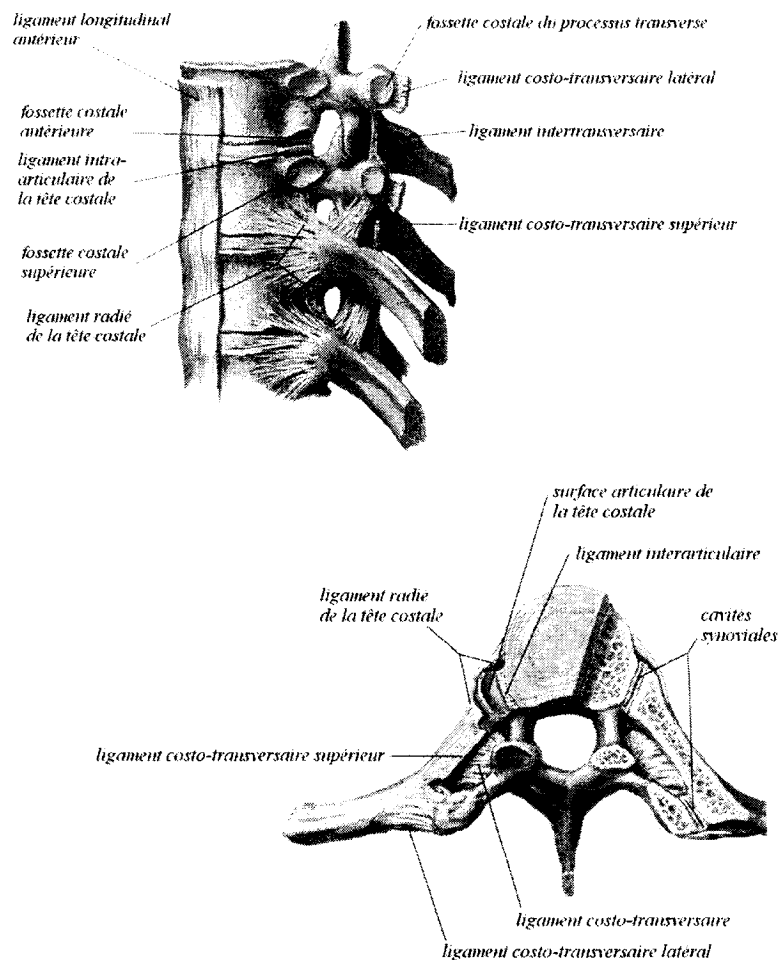


Figure 1.6 : Vue latérale gauche et coupe transverse (vue supérieure) d'une vertèbre et de ses articulations (adaptée de Netter, 1995)

1.1.3.3. Les liaisons costo-chondrales, interchondrales et sterno-costales

Les liaisons costo-chondrales unissent les côtes aux cartilages costaux. Ce sont des articulations fibreuses que l'on appelle synarthroses. L'extrémité antérieure de chaque côte présente une cavité dans laquelle va pénétrer l'extrémité du cartilage correspondant. Le cartilage est ainsi soudé à la côte. Les liaisons interchondrales, quant à elles, unissent par leurs bords contigus les sixième, septième et huitième cartilages

costaux. De leur côté, les sept premiers cartilages costaux sont unis au sternum par des articulations semblables aux articulations de la tête costale proprement dites.

1.2. Biomécanique du tronc humain

En ce qui a trait à la biomécanique de la colonne vertébrale, ce sont l'inclinaison, l'orientation et l'étendue des surfaces articulaires qui jouent le rôle de surfaces d'appui. Elles imposent les directions aux mouvements des vertèbres tels que la flexion, l'extension et l'inflexion latérale ainsi que leur amplitude (Figure 1.7). La hauteur des disques intervertébraux et les ligaments de cette articulation limitent les déplacements de chaque vertèbre.

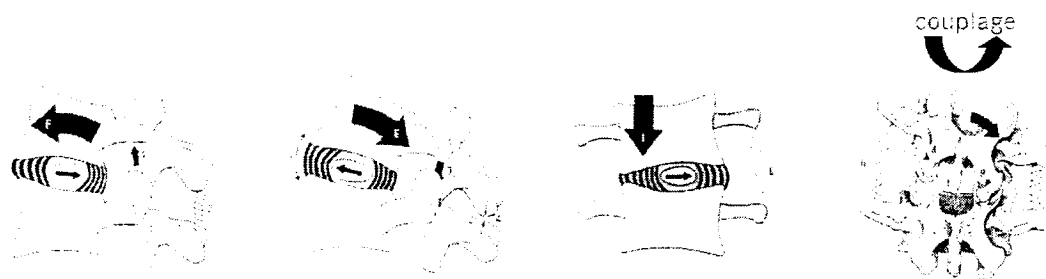


Figure 1.7: Mouvements possibles entre un couple de vertèbres (tirée de Keim, 1976)

Si l'on s'intéresse au comportement du tronc dans son ensemble, il convient de porter une attention particulière à la liaison costo-vertébrale. C'est en effet autour de cette liaison que s'articulent les mouvements de rotation des côtes par rapport au rachis.

Chaque côte effectue un mouvement de rotation (Figure 1.8) autour de l'axe longitudinal du col de la côte ayant pour effet d'élever ou d'abaisser la côte.

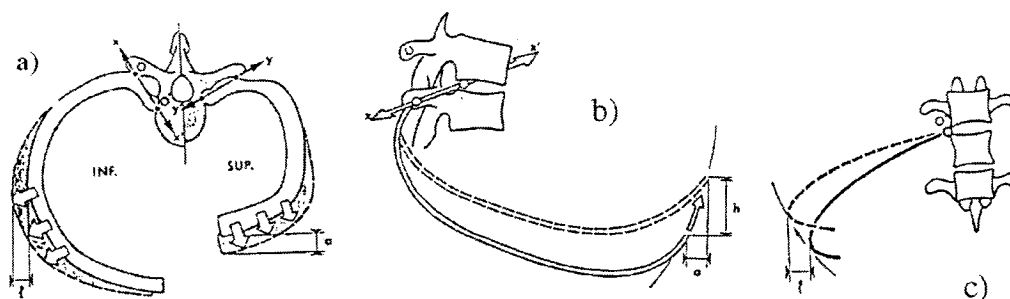


Figure 1.8: Mouvements des côtes : (a) vue apicale; (b) latérale; (c) frontale (tirée de Panjabi, 1976)

Schultz et coll. (1974) ont caractérisé les propriétés force-déformation de ces articulations costo-vertébrales à partir de cinq spécimens cadavériques. L'ordre de grandeur de ces mesures était de l'ordre du centimètre. D'autres études expérimentales ont également été conduites sur la liaison costo-vertébrale car celle-ci joue un rôle très important dans le transfert de charges de la cage thoracique au rachis (Aubin, 1995). St Cyr et Maltais ont réalisé, en 1994, des expérimentations sur les unités fonctionnelles T1-T2, T5-T6 et T9-T10 prélevées sur quatre spécimens cadavériques afin de caractériser au mieux les joints CVCT (costo-vertébraux, costo-transverses). Leurs études ont donné les mêmes tendances obtenues par Schultz et coll. St-Cyr a quantifié les déplacements d'une côte soumise à des charges ainsi que l'influence des joints CVCT sur une unité fonctionnelle. Maltais a, quant à elle, montré que le ligament costo-vertébral était

principalement responsable de la torsion de la côte. En ce qui concerne le couplage, la rotation principalement couplée est celle autour de l'axe costal. Lemosse et coll. (1998) ont utilisé une méthode ressemblant à celle de St-Cyr sur les unités fonctionnelles T1-T2, T5-T6 et T9-T10 prélevées sur neuf cadavres mais en utilisant une méthode de mesure basée sur le système opto-électronique. Le comportement de cette articulation a été minutieusement étudié tout comme l'influence de la section de différents ligaments où il a été trouvé que la section du ligament costo-transverse interosseux avait des effets non-négligeables sur le comportement des unités fonctionnelles.

En ce qui concerne les propriétés mécaniques et géométriques des autres éléments constituant la cage thoracique tels que les côtes et les articulations costo-sternales, la littérature est pauvre. Seuls Roberts et Chen (1972) ainsi que Schultz et coll. (1974) les ont décrites.

Tous ces éléments constitutifs du thorax permettent :

- Un mouvement de dilatation ou d'inspiration qui résulte de l'élévation des côtes.
- Un mouvement de resserrement ou d'expiration produit par l'abaissement des côtes.

Peu d'articles dans la littérature font référence au comportement de la cage thoracique. Lovett (1905), Agostoni et coll. (1966), Patrick et coll. (1965) ainsi que Nahum et coll. (1970) ont sollicité le thorax et ont observé son comportement.

Afin de mieux comprendre le rôle joué par la cage thoracique, Andriacchi et coll. (1974) ont construit un modèle biomécanique du thorax associé à la colonne vertébrale. Ils ont mis en évidence l'effet de rigidification de la cage thoracique sur le rachis. Les

conclusions tirées de cette étude ont montré que la rigidité avec le thorax complet était près de 2.5 fois supérieure à celle du rachis seul lors d'une extension (Figure 1.9). Des augmentations plus légères de rigidité du tronc lors d'inflexion latérale, flexion et torsion ont également été observées. Le fait de retirer le sternum du thorax a eu pour effet d'annuler en grande partie l'effet de rigidification de la cage thoracique.

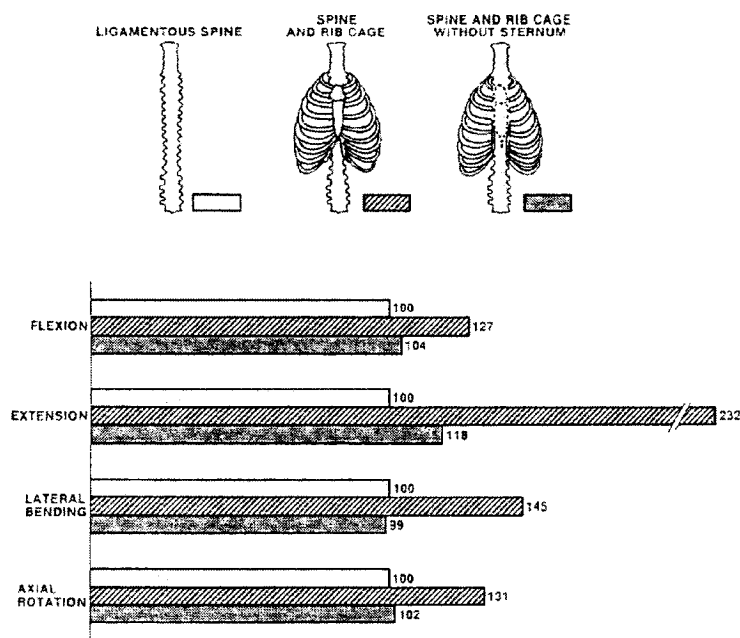


Figure 1.9: Rigidité du rachis avec et sans cage thoracique (Andriacchi et coll., 1974)

1.3. Les déformations scoliotiques

1.3.1. Caractéristiques des déformations scoliotiques

Il y a des scolioses d'origine paralytique, neurologique, malformative, tumorale mais l'étude ne portera ici que sur la scoliose dite "idiopathique". Sans cause reconnue, celle-ci représente plus de 70% des cas et apparaît chez un enfant en pleine santé, sans aucun antécédent pathologique.

La scoliose affecte de deux à trois pour cent de la population, généralement des jeunes âgés de 10 à 18 ans. Cette catégorie d'âge est étudiée dans ce projet, c'est-à-dire la scoliose idiopathique adolescente. La proportion de filles atteintes d'une scoliose grave est plus élevée comparativement aux garçons, mais on ignore les raisons.

La déformation est inesthétique et a d'importantes répercussions psychologiques mais c'est surtout le retentissement fonctionnel qu'il convient de prévenir (White et Panjabi, 1978) :

- diminution de la capacité respiratoire.
- douleurs rhumatismales.

La scoliose est une déformation tridimensionnelle de toute ou partie de la colonne vertébrale (cervicale, thoracique et/ou lombaire) entraînant une torsion d'une ou de plusieurs vertèbres sur elle(s)-même(s) et provoquant une déformation du thorax (Figure 1.10). Des déformations intrinsèques aux vertèbres peuvent être observées telles qu'une cunéiformisation ou une déviation de l'apophyse épineuse. Il existe deux

principales classifications des courbures scoliotiques; celle de King et coll. (1983) et celle de Lenke et coll. (2001).

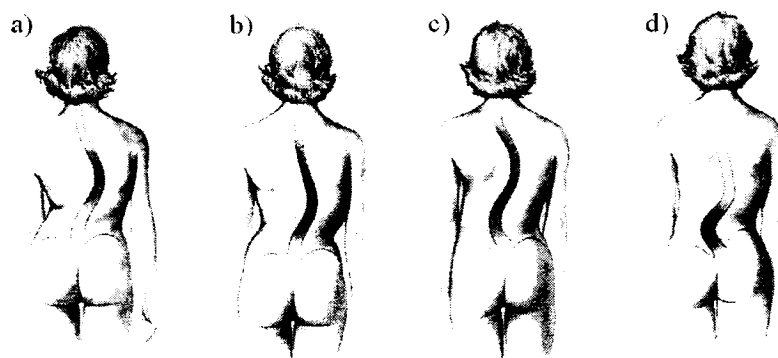


Figure 1.10: Types de scoliose: (a) thoracique; (b) thoraco-lombaire; (c) double; (d) lombaire (Keim, 1976)

Comme il a été dit au paragraphe précédent, le thorax subit lui aussi une déformation qu'on appelle gibbosité. Cette gibbosité se traduit par une « bosse » dans le dos.

On remarque ainsi du côté de la convexité de la courbure du rachis une proéminence des côtes (Figure 1.11) alors que du côté de la concavité de la courbure, les côtes sont aplaties. Il est à noter que du côté convexe, les côtes s'écartent, en éventail, tandis que du côté concave, les côtes ont tendance à se resserrer les unes contre les autres.

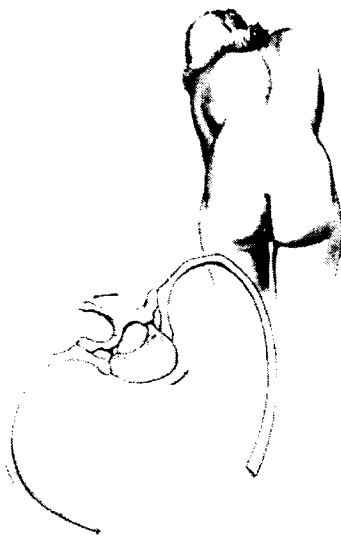


Figure 1.11: Gibbosité (Keim, 1976)

1.3.2. Évaluation des déformations scoliotiques

De nombreux indices cliniques sont utilisés afin d'évaluer la gravité de la déformation du rachis mais aussi de la cage thoracique.

Pour ce qui a trait à la colonne vertébrale, l'indice le plus fréquemment employé est l'angle de Cobb (Cobb, 1948). Il se calcule à partir d'une construction géométrique dans n'importe quel plan. Pour obtenir cet angle, il suffit de tracer deux droites passant par les plateaux des vertèbres situées aux points d'inflexion de la courbe (Figure 1.12). Le plan frontal est utilisé pour évaluer la sévérité de la courbure et le plan latéral sert, quant à lui, à mesurer la cyphose thoracique et la lordose lombaire. Le choix de ces deux plans vient du fait qu'une radiographie postéro-antérieure (PA0) ou antéro-postérieure (AP0) et une autre latérale (LAT) sont prises lors des rendez-vous des patients avec le clinicien.

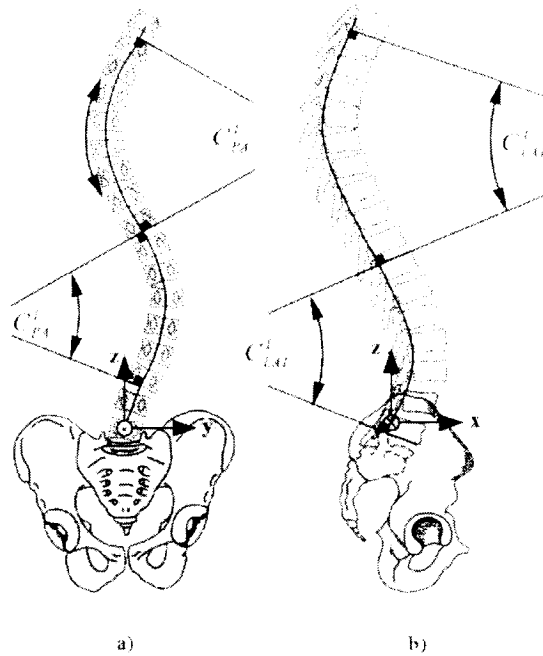


Figure 1.12: Mesures de l'angle de Cobb analytique (a) dans le plan frontal; (b) dans le plan sagittal (Delorme et coll., 2002)

Comme indice de la correction tridimensionnelle du rachis, on utilise l'orientation du plan de déformation maximale (PDM) (Aubin et coll., 1998). Celle-ci correspond à l'angle entre le plan sagittal et le plan dans lequel la projection du rachis donne l'angle de Cobb maximum. D'autres indices existent tels que la rotation vertébrale apicale ou encore le déjettement frontal.

Concernant la cage thoracique, le principal indice mesuré est la gibbosité telle que décrite dans le paragraphe précédent. Celle-ci peut être mesurée à l'aide d'un scoliomètre (Figure 1.13).

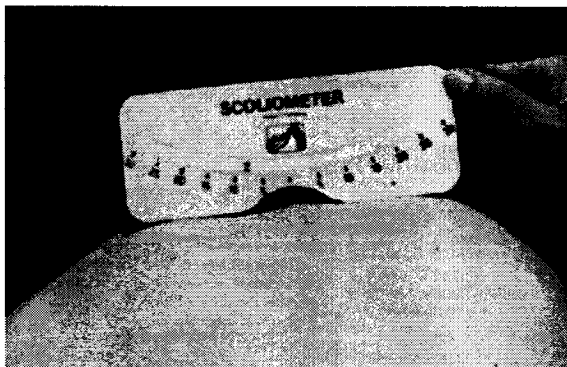


Figure 1.13: Scoliometre mesurant la gibbosité

Les modèles 3D décrits par la suite peuvent aussi être utilisés pour calculer d'autres indices. En 1988, Dansereau et Stokes ont défini deux mesures extrinsèques à la cage thoracique, que sont l'angle frontal et latéral. Les mesures intrinsèques pouvant être utiles à la description de la cage thoracique sont, pour chaque côte, la longueur de la corde (distance entre le joint costo-vertébral et le joint costo-chondral), la courbure, la longueur de l'arc costal et l'aire délimitée par la corde et l'arc costal (Figure 1.14).

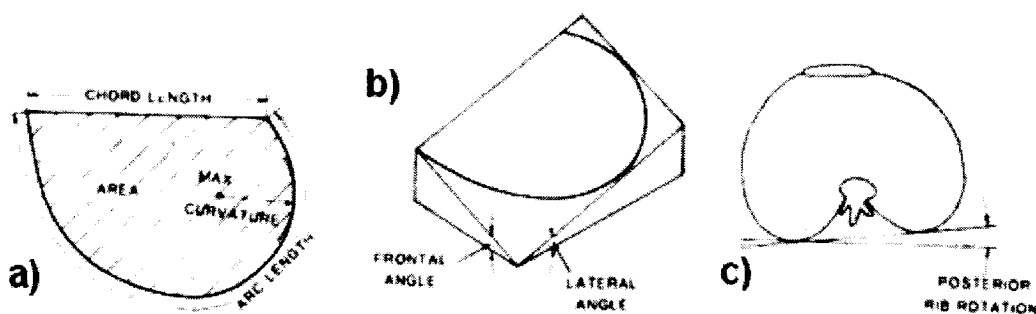


Figure 1.14: Mesures (a) intrinsèques et (b) (c) extrinsèques de la cage thoracique

(Dansereau et coll., 1988)

Il existe également d'autres indices tels que le POTSI (Posterior Trunk Symmetry Index) (Suzuki et coll., 1999) permettant de mesurer l'asymétrie du tronc.

1.4. Les traitements de la scoliose

Suivant l'amplitude de la courbure, les cliniciens choisissent soit les traitements non-chirurgicaux tels que le port d'orthèse, soit le traitement par instrumentation chirurgicale.

1.4.1. Les traitements par orthèse

Dans les cas de faible scoliose, c'est-à-dire pour un angle de Cobb inférieur à 40 degrés, l'utilisation de corsets est préconisée par l'orthopédiste. Le principal objectif visé par le port de ces orthèses est de stopper la progression de la scoliose. Nachemson et coll. (1995) ont montré que les corsets produisaient une correction significative des déformations scoliotiques. Tout cela dépend bien sûr du type de corset porté, de la durée journalière du port du corset et de la durée du traitement. Le principe repose sur la transmission d'efforts à la colonne vertébrale et au thorax par une enveloppe rigide et des coussinets. On trouve généralement trois à quatre points de pression par courbure (Blount et Moe, 1973; White et Panjabi, 1978). Les corsets les plus utilisés sont les corsets de Boston, Milwaukee et Charleston mais il en existe bien d'autres encore.

1.4.2. Les traitements chirurgicaux

Le traitement chirurgical est envisagé dans les scolioses dont l'amplitude de la courbure est importante (Cobb > 40°). Cette chirurgie est mise en place grâce à une instrumentation composée, généralement, de crochets, vis pédiculaires et de tiges dont le

but est de corriger les courbures dans les trois plans. Les instrumentations nouvelles (Colorado 2, Universal Spine System, Cotrel-Dubousset Horizon) sont toutes plus ou moins dérivées de l'instrumentation Cotrel-Dubousset (CD) apparue dans les années 1980 (Cotrel et coll., 1988). Celle-ci a été mise au point avec deux philosophies; d'une part, réaliser une correction tridimensionnelle du rachis et d'autre part, avoir la possibilité de se passer de toute immobilisation post-opératoire. L'originalité de cette instrumentation vient du fait qu'une dérotation de la tige est effectuée.

En salle d'opération, le patient est allongé et des coussinets viennent le supporter sur la table d'opération (Figure 1.15). Cette position joue un rôle biomécanique non négligeable puisqu'elle réduit significativement les courbures scoliotiques du patient (Delorme et coll., 1998; Duke et coll., 2002).

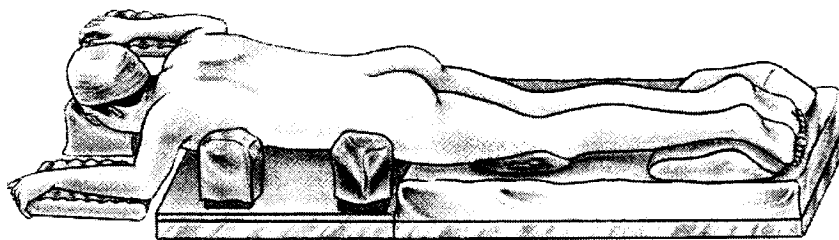


Figure 1.15: Positionnement du patient lors d'une chirurgie (Sofamor-Danek)

L'instrumentation CD se décompose principalement en 5 étapes (Figure 1.16):

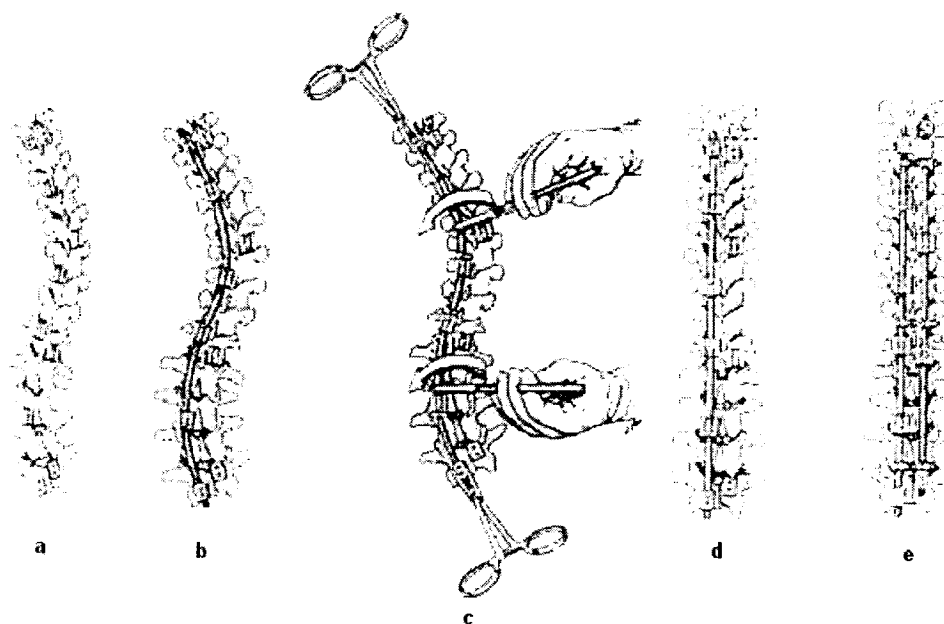


Figure 1.16: Étapes chirurgicales par Cotrel-Dubousset (Sofamor-Danek)

Dans un premier temps, les implants (vis et crochets) sont posés le long de la colonne vertébrale selon la stratégie opératoire du chirurgien (Figure 1.16a). C'est en effet lors d'examens pré-opératoires que sont évalués l'étendue de la scoliose, son type et sa flexibilité (déterminée grâce à un test d'inflexion latérale). Si cette dernière est trop faible en vue de la chirurgie, le chirurgien sera amené à effectuer une discectomie soit un relâchement antérieur qui consiste à retirer les disques intervertébraux sur plusieurs niveaux selon le type de la courbure. Suite à son diagnostic, le clinicien décide des différents niveaux vertébraux devant être instrumentés. La seconde étape demande au chirurgien de cintrer la tige correctrice, en titane ou acier inoxydable, selon la courbure du rachis grâce à des pinces qui confèrent à la tige une déformation permanente. Il peut

ainsi la mettre en place du côté de la concavité (Figure 1.16b). La troisième étape consiste en une dérotation de la tige d'environ 90° (Figure 1.16c). Ceci transmet les efforts correcteurs de la tige à la colonne vertébrale qui est entraînée avec celle-ci. Les courbures du rachis dans le plan frontal se retrouvent ainsi dans le plan sagittal et réciproquement, les courbures dans le plan sagittal (cyphose et lordose) se retrouvent dans le plan frontal. Cette manœuvre redonne au rachis ses courbures naturelles. La quatrième étape correspond au serrage des écrous (Figure 1.16d). Enfin, une seconde tige est cintrée et mise en place du côté de la convexité du rachis (Figure 1.16e). Cette seconde tige a peu d'effet correcteur (Cotrel et Dubousset, 1992). Elle a pour rôle principal de solidifier l'instrumentation. Finalement, des dispositifs de traction transverses (DTT) peuvent être installés reliant les deux tiges entre elles afin de rigidifier le montage en rotation axiale (Figure 1.16e). Le chirurgien effectue à la fin de la chirurgie de correction du rachis une ostéosynthèse de la région vertébrale instrumentée, qui consiste en une fusion osseuse.

Une chirurgie des côtes, appelée costoplastie, peut s'ajouter à cette instrumentation du rachis. Cette opération a pour principal effet une correction esthétique de la cage thoracique qui, du point de vue psychologique du patient, est très importante. L'étude de Steel (1983) a montré que, sur 392 patients opérés d'une costoplastie, 97% d'entre eux étaient satisfaits du résultat produit. Cette chirurgie consiste en une résection de segments de côtes situés aussi bien du côté de la convexité que de la concavité de la cage thoracique dépendamment de sa forme globale (Figure

1.17). Une évaluation préopératoire est donc nécessaire afin que l'étendue de la chirurgie ait l'effet voulu. Une réduction significative de la gibbosité de 37% a été mesurée d'après les résultats de Lenke et coll. (1993). Selon l'avis du chirurgien, les côtes ainsi segmentées sont laissées libres ou sont rapprochées par l'application de forces sur celles-ci ou sont reliées par des fils métalliques.

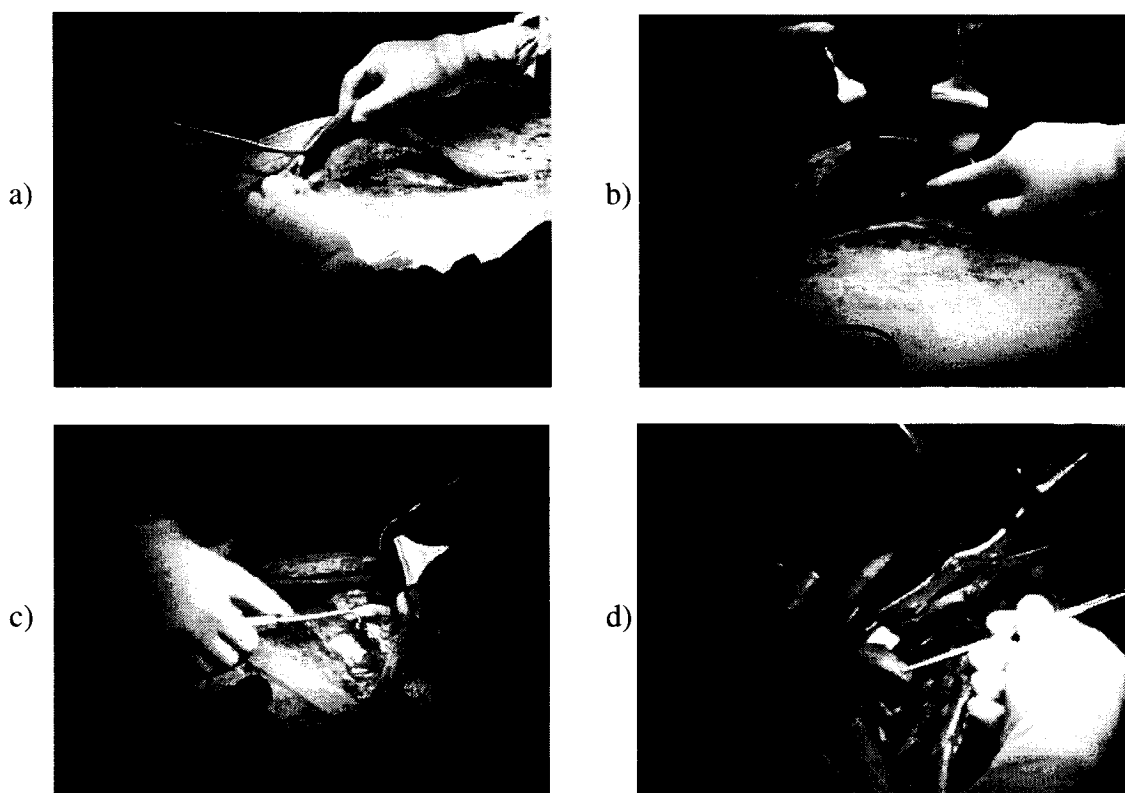


Figure 1.17: Résection esthétique d'une côte du côté de la convexité :

- (a) dégagement des muscles; (b) identification de la côte la plus proéminente;**
(c) libération du périoste qui entoure la côte; (d) section du segment déformé

1.5. Revue critique des modèles du tronc humain

Différentes méthodes de modélisation peuvent être employées selon les objectifs recherchés du projet afin de représenter le comportement du rachis ou de l'ensemble du tronc humain. Une revue de littérature des différents modèles existants a donc été réalisée. L'accent a été mis sur les modèles les plus influents dans la compréhension du comportement du tronc.

En 1970, Roberts et Chen ont modélisé le thorax et le rachis par une approche par éléments finis en 2D. Des poutres représentaient les vertèbres et les disques intervertébraux. La cage thoracique a été modélisée par une structure de poutres connectées les unes aux autres par des équations de couplage. Ils avaient pour but d'étudier les déformations thoraciques lors de l'application de forces sur la paroi thoracique antérieure. Sundaram et Feng (1977) ont amélioré ce modèle en y ajoutant les muscles thoraciques, les éléments inter-osseux et les organes intra-thoraciques. Cependant, des modèles tridimensionnels sont nécessaires à la bonne compréhension du comportement du tronc humain.

Schultz et Galante (1970) ont élaboré un modèle cinématique 3D afin d'étudier les déplacements du rachis en flexion, extension, inflexion latérale et rotation axiale. Ils ont modélisé les vertèbres par des corps rigides et les liaisons intervertébrales et les ligaments par des éléments déformables. Ce modèle a ensuite été repris par Belytschko et coll. en 1973 ainsi que par Schultz et Galante la même année puis par Andriacchi et coll. en 1974.

Ces derniers ont étudié les interactions mécaniques entre la colonne vertébrale et la cage thoracique. Dans leur modèle par éléments finis 3D, les vertèbres, les côtes ainsi que le sternum sont représentés par des corps rigides interconnectés par des ressorts. Les disques intervertébraux, ligaments et cartilages costaux sont, de leur côté, représentés par des éléments déformables de type poutre d'Euler. Les données géométriques des éléments rigides sont tirées de la littérature (Schultz et coll., 1973, 1974a, 1974b); obtenues par des moyennes sur cinq patients dépendamment des éléments. Les propriétés mécaniques des côtes ainsi que des articulations costo-sternales et costo-vertébrales proviennent des études expérimentales de Schultz et coll. (1974b). Les résultats ont montré que les caractéristiques cinématiques et géométriques des articulations costo-vertébrales jouaient un rôle majeur dans la détermination de leur comportement mécanique. Le modèle indique également que la cage thoracique joue un rôle important lors des tests d'inflexion du rachis. En effet, cette étude a montré que la cage thoracique rigidifiait la colonne vertébrale de près de 250% lorsque celle-ci était sollicitée en extension et qu'elle augmentait la stabilité mécanique axiale en compression de 4 fois. Ceci a été vérifié à chaque niveau vertébral en calculant les rotations relatives des unités fonctionnelles. Andriacchi et coll. (1974) ont également étudié la résection d'éléments composant la cage thoracique afin de comprendre leur influence. Ces résultats ont montré que le retrait du sternum annulait l'effet rigidificateur de la cage thoracique à la différence de la résection d'une paire de côtes et des ligaments intercostaux qui n'avaient peu ou pas d'influence. Des simulations préliminaires de

scoliose ont également été menées. Cependant, chaque côte est représentée par un unique corps rigide.

Takashima et coll. (1979) ont repris ce modèle en y incorporant des groupes musculaires afin d'étudier quantitativement l'action des muscles sur le tronc de sujets sains et scoliotiques. Les conclusions tirées de leurs résultats rapportent que les muscles du tronc sont en mesure de modifier la configuration de la colonne vertébrale et ceci, même avec une petite force.

Closkey et coll. (1992) ont amélioré le modèle d'Andriacchi (1974) de plusieurs façons dans le but de mieux représenter les déformations de la cage thoracique chez les patients scoliotiques. Ils ont ainsi remplacé les dix paires de côtes rigides par des côtes déformables; les côtes flottantes étant négligées. Pour cela, chaque côte est représentée par cinq corps cylindriques rigides connectés entre eux par quatre éléments de type poutre. Les rigidités de ces éléments déformables ont été ajustées en fonction des résultats expérimentaux de Schultz et coll. (1974a). Ils ont assigné aux 80 éléments poutre les mêmes rigidités. Les sollicitations sur ces côtes ont montré que les deux rigidités en flexion ainsi que celle en torsion de chaque poutre sont responsables du comportement des côtes. La rigidité axiale a peu d'influence sur le comportement mécanique des côtes, de même que les deux rigidités en cisaillement. Cependant, la déformation de ces côtes reste relative car chaque côte comporte seulement cinq éléments rigides. On peut donc considérer que ces côtes se déforment légèrement mais pas totalement. Une discrétisation plus fine ou un autre type de modélisation pourrait palier à cette simplification. Quant aux ligaments costo-sternaux et costo-vertébraux,

aucun changement n'a été apporté dans leur modélisation et leurs propriétés mécaniques. Une autre modification a été faite, à savoir l'ajout de vingt ressorts entre chaque paire de côtes au lieu de deux pour Andriacchi (1974) afin de représenter les ligaments intercostaux. Ceux-ci sont espacés de façon égale le long de chaque côte. De plus, six ressorts modélisant les tissus ligamentaires entre le sternum et le bassin ainsi que ceux reliant le sternum aux clavicules ont été ajoutés. Le modèle a été validé à l'aide des résultats expérimentaux de Patrick (1965), Agostoni (1966), Nahum (1970) et Lovett (1905). Ils ont observé que ce modèle était moins rigide que le précédent mais que l'ajout des tissus pelvosternaux le rigidifie légèrement plus. Globalement, leur modèle est plus représentatif de la réalité que celui d'Andriacchi. Ils ont ensuite pu étudier les déformations de la cage thoracique chez les patients scoliotiques. Pour cela, le déjettement latéral, la rotation axiale et le volume de la cage thoracique ainsi que les déformations costales leur ont servi de mesures quantitatives pour la déformation de la cage. Lors de leurs simulations de scoliose, ils ont appliqué comme conditions limites la fixation des six degrés de liberté du bassin et de la vertèbre T1. Ainsi, avec une déformation scoliotique, le volume de la cage thoracique reste constant mais sa distribution est différente. Il y a donc une possibilité pour que des facteurs autres que le volume de la cage soient impliqués dans les complications cardio-pulmonaires.

Grâce à ce modèle, Closkey et Schultz (1993) ont étudié l'influence sur la cage thoracique de la forme de rachis scoliotiques via l'angle de Cobb, le déjettement latéral apical et la rotation axiale apicale ainsi que l'effet des changements de rigidité des joints

CVCT, du joint costo-sternal et des côtes sur la cage thoracique. Cependant, ils n'ont pas tenu compte des possibles non-linéarités matérielles et géométriques.

Stokes et Laible (1990) ont modélisé par éléments finis la colonne vertébrale et la cage thoracique dans le but d'étudier l'hypothèse selon laquelle la croissance asymétrique du thorax pouvait initier une courbure latérale spinale et une rotation axiale observées dans les déformations scoliotiques. Dans ce modèle, les côtes, le sternum, les segments intervertébraux et les ligaments intercostaux ont été représentés par des éléments déformables dont les propriétés mécaniques ont été tirées de la littérature. Les liaisons intervertébrales ont été représentées par des matrices de rigidité prises de données expérimentales de Panjabi et coll. (1976). Cependant, le fait d'avoir choisi une formulation linéaire pour la croissance osseuse simplifie grandement ce mécanisme complexe. Enfin, d'après les auteurs, en ajoutant la croissance asymétrique des vertèbres, une plus grande scoliose aurait pu être développée.

Ce modèle a été raffiné par Aubin et coll. (1992; 1995) qui ont modifié la représentation géométrique des joints costo-vertébraux et costo-transverses (Aubin et coll., 1995). Aubin et coll. (1997) l'ont repris afin d'analyser les mécanismes de couplage entre le rachis et la cage thoracique dans le traitement de la scoliose par orthèse et de proposer une nouvelle approche de traitement 3D de la scoliose. À la suite de la mise en évidence de l'influence de la modélisation des joints costo-vertébraux et costo-transverses sur le comportement intervertébral, l'articulation CVCT a été modélisée par des éléments de type poutre puis évaluée à l'aide des études expérimentales de Saint-Cyr (1994) et Maltais (1994). La géométrie du modèle est

personnalisée à chaque patient en utilisant une technique hybride de stéréo-radiographie. En fait, une radiographies LAT (latérale) et deux radiographies PA (postéro-antérieure à incidence de 0° et 20°) calibrées sont prises du patient (Figure 1.18).



Figure 1.18: Appareil de calibrage lors des prises de radiographies LAT, PA0 et PA20

Un technicien vient numériser six points sur chaque vertèbre (les centres des plateaux vertébraux supérieur et inférieur et les extrémités inférieure et supérieure des pédicules), onze points le long de chaque côte, quatre points du sternum (les extrémités supérieure et inférieure ainsi que les jonctions aux cartilages costaux inférieurs) et de nombreux repères anatomiques sur le bassin. À cette étape, un algorithme appelé DLT (Direct Linear Correction) adapté par Dansereau et coll. (1990) est appliqué afin de reconstruire en 3D ces repères anatomiques. Finalement, afin d'avoir un rendu plus réaliste de la géométrie du rachis et de la cage thoracique, une technique de modélisation géométrique (Aubin et coll., 1995) basée sur le krigeage dual est effectuée à partir de la

reconstruction initiale 3D et d'un atlas de repères anatomiques obtenus par CT-Scan (Figure 1.19).

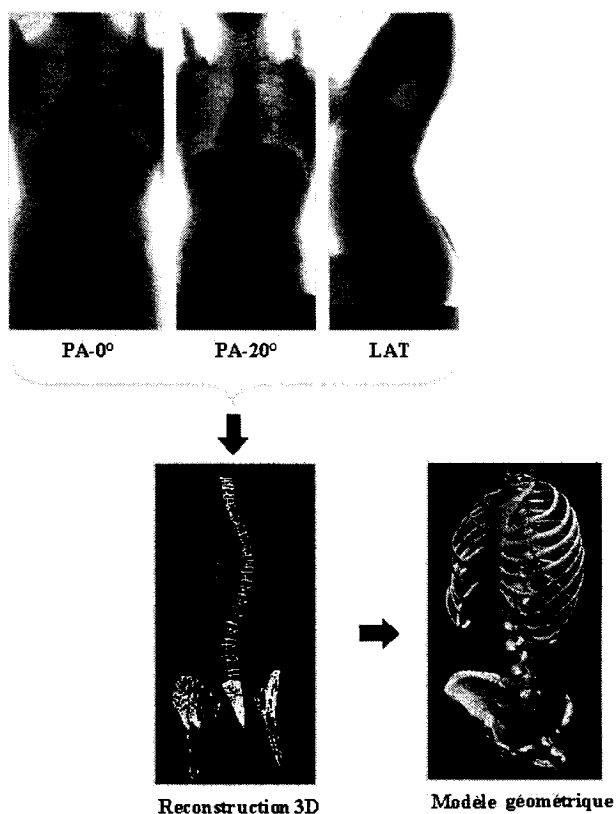


Figure 1.19: Reconstruction géométrique du tronc humain

Cette technique de reconstruction 3D et ce matériel sont disponibles à l'Hôpital Ste-Justine de Montréal.

Gignac (1998) a modélisé par éléments finis l'articulation CVCT par trois différents éléments en utilisant des poutres à section et propriétés mécaniques variables selon le niveau vertébral et avec des comportements linéaires ou multilinéaires. Ces

modèles ont été adaptés grâce à l'étude in vitro du comportement mécanique du joint costo-vertébral de Lemosse (1998).

Une autre approche de modélisation, par mécanismes flexibles, a été utilisée par Poulin (1998) pour représenter le rachis en se basant sur la formulation de Gardner-Morse et coll. (1990). Celle-ci est basée sur les équations dynamiques du mouvement. Dans son modèle, Poulin a modélisé les vertèbres par des corps rigides et les liaisons intervertébrales par des éléments flexibles de type poutre de Timoshenko inspirés de Gardner-Morse (1990). Celles-ci se distinguent des poutres d'Euler par le fait que le cisaillement soit pris en compte. Dans le but de représenter au mieux le comportement intervertébral, un décentrement de 30mm des poutres vers l'arrière par rapport au centroïde du corps vertébral a été appliqué. La matrice de raideur ci-dessous (Figure 1.20) représente les forces et moments transmis par une poutre de Timoshenko après une translation ou une rotation de celle-ci; l étant la longueur de la poutre :

$$\begin{pmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \\ M_x \\ M_y \\ M_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} K_{11} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & K_{22} & 0 & 0 & 0 & K_{26} \\ 0 & 0 & K_{33} & 0 & K_{35} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & K_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & K_{53} & 0 & K_{55} & 0 \\ 0 & K_{62} & 0 & 0 & 0 & K_{66} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x-l \\ y \\ z \\ a \\ b \\ c \end{pmatrix}$$

Les coefficients K_{ij} de cette matrice répondent à la théorie des poutres et sont définis ci-après :

$$K_{11} = EA / L$$

$$K_{22} = 12EI_{zz} / [L^3 (1 + P_y)]$$

$$K_{26} = -6EI_{zz} / [L^2 (1 + P_y)]$$

$$K_{33} = 12EI_{yy} / [L^3 (1 + P_z)]$$

$$K_{35} = 6EI_{yy} / [L^2 (1 + P_z)]$$

$$K_{44} = GI_{xx} / L$$

$$K_{55} = (4 + P_z)EI_{yy} / [L(1 + P_z)]$$

$$K_{66} = (4 + P_y)EI_{zz} / [L(1 + P_y)]$$

E = Module d'élasticité pour le matériau de la poutre

A = Surface uniforme de la section transverse de la poutre

L = Longueur non déformée de la poutre

Avec :

$$P_y = 12EI_{zz} ASY / (GAL2)$$

$$P_z = 12EI_{yy} ASZ / (GAL2)$$

ASY = Facteur de correction pour le cisaillement dans la direction y

ASZ = Facteur de correction pour le cisaillement dans la direction z

Figure 1.20: Matrice de raideur d'une poutre de Timoshenko avec ses coefficients

(tirée de la documentation de MSC Software ADAMS)

Comme on peut le voir, les coefficients sont dépendants les uns des autres. La personnalisation des propriétés mécaniques est donc rendue plus difficile.

Rolland (2002) s'est appuyé sur le modèle par multi-corps flexibles de la cage thoracique de Blanchard (2000), lui-même ayant rajouté la cage thoracique au rachis de Poulin (1998). Il a ainsi proposé trois modèles pour les joints CVCT (modèle poutre, modèle linéaire et modèle multi-linéaire) dont les propriétés mécaniques ont été ajustées après sollicitations sur chaque modèle. Cependant, ce modèle de cage thoracique a

moins d'influence sur la raideur de la colonne vertébrale que les autres modèles comparativement à Andriacchi (1974) et Closkey (1992). Ceci est principalement dû aux côtes représentées par des éléments rigides. De plus, des interférences géométriques non négligeables sont présentes dans ce modèle. Il serait également plus judicieux de discrétiser le sternum et les cartilages costaux, tous deux modélisés en un seul corps rigide sous ce modèle.

Toujours selon l'approche par multi-corps flexibles, Petit (2002) a proposé un modèle du rachis ayant comme liaison intervertébrale, un joint sphérique et trois ressorts en torsion. Il s'est appuyé sur l'hypothèse selon laquelle les déplacements intervertébraux peuvent être représentés par des rotations autour d'un point unique. Les coefficients de la matrice de raideur du joint sphérique sont indépendants les uns des autres. La personnalisation des propriétés mécaniques selon les données issues des études de Panjabi (1976) est rendue ainsi plus facile. Cependant, le fait qu'aucune translation ne soit permise contraint les déplacements du rachis et génère de l'hyperstatisme.

Luce (2004) a proposé un nouveau modèle de la liaison intervertébrale par la méthode des multi-corps flexibles. Pour cela, il a utilisé une matrice générale appelée « Field » (Figure 1.21) et tirée de la bibliothèque de liaisons du logiciel ADAMS 2003 de MSC Software, équivalent à un ressort généralisé à 6 dimensions.

$$\begin{pmatrix} Fx \\ Fy \\ Fz \\ Mx \\ My \\ Mz \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} K_{11} & K_{12} & K_{13} & K_{14} & K_{15} & K_{16} \\ K_{21} & K_{22} & K_{23} & K_{24} & K_{25} & K_{26} \\ K_{31} & K_{32} & K_{33} & K_{34} & K_{35} & K_{36} \\ K_{41} & K_{42} & K_{43} & K_{44} & K_{45} & K_{46} \\ K_{51} & K_{52} & K_{53} & K_{54} & K_{55} & K_{56} \\ K_{61} & K_{62} & K_{63} & K_{64} & K_{65} & K_{66} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x - x_o \\ y - y_o \\ z - z_o \\ a - a_o \\ b - b_o \\ c - c_o \end{pmatrix}$$

Figure 1.21: Matrice générale de raideur (tirée de la documentation de MSC Software ADAMS)

Les coefficients de la matrice de raideur de ce joint ont la particularité d'être tous indépendants les uns des autres. (x_o , y_o , z_o) correspondent aux longueurs à vide en déplacement de la liaison et (a_o , b_o , c_o) aux rotations à vide. Il a ainsi pu personnaliser les propriétés mécaniques d'après les travaux de Panjabi (1976) pour les différents niveaux vertébraux grâce à une méthode d'optimisation.

1.6. Revue critique des modèles d'instrumentation

Dans les modèles décrits précédemment, certains ont été utilisés pour simuler des interventions chirurgicales de rachis scoliotiques. La revue ci-dessous décrit les principaux modèles tridimensionnels utilisés et les différentes instrumentations représentées.

Stokes et Gardner-Morse (1995) ont simulé la chirurgie par l'instrumentation Cotrel-Dubousset sur un segment thoracique scoliotique composé de sept vertèbres reliées entre elles par des poutres décentrées des centres des corps vertébraux (Gardner-Morse et coll., 1994). Les niveaux non instrumentés n'ont pas été étudiés.

L'opération a été simulée en trois étapes : pose de la tige cintrée sur les crochets fixés sur le rachis, dérotation de la tige de 90° , serrage final des crochets sur la tige. La tige a été modélisée par des éléments poutre mis bout à bout et s'est déformée de 15% lors de la simulation. Concernant les conditions limites appliquées au modèle, les vertèbres inférieure et supérieure ont été laissées libres de tourner dans le plan sagittal et frontal ainsi que de translater verticalement et la vertèbre apicale a été contrainte dans sa translation verticale afin que l'équilibre du rachis soit maintenu. Leurs simulations sur un unique patient ont donné une hypercyphose et une diminution de l'angle de Cobb d'environ 50% ce qui est en accord avec les études de l'instrumentation CD (Cundy et coll., 1990; Ecker et coll., 1988). Cependant, la rotation vertébrale apicale a augmenté. Ainsi, la correction de celle-ci n'a donc pas été simulée de manière satisfaisante.

En s'appuyant sur le modèle de Aubin et Desclimes (1995), Le Borgne et coll. (1998) ont eux aussi simulé l'instrumentation Cotrel-Dubousset par la méthode des éléments finis. Les propriétés mécaniques du rachis ont été personnalisées à partir de tests d'inflexion latérale. La tige est représentée par une succession d'éléments de type poutre et sa forme est prise à partir de données post-opératoires, l'auteur supposant qu'elle se déforme peu. Trois étapes ont été modélisées; la première consistant à représenter le patient en traction sur la table d'opération, la seconde correspondant à l'insertion de la tige dans les crochets, la dernière étape étant la rotation de la tige. Quant aux conditions limites, le bassin a été fixé et des déplacements ont été imposés à T1 durant la simulation. L'auteur a indiqué qu'il avait rencontré des problèmes de convergence dû à des discontinuités de propriétés mécaniques. La simulation de

l'instrumentation CD n'a été réalisée que sur un seul patient mais la faisabilité de celle-ci a été démontrée. Les temps de reconstruction et de calcul lors de la simulation sont encore trop longs pour que ce modèle puisse être utilisé cliniquement.

Le modèle de Le Borgne et coll. (1998) a été utilisé par Lafage et coll. (2002) afin de simuler l'instrumentation Cotrel-Dubousset sur un patient. À partir de tests de bending, les propriétés du rachis ont été personnalisées. Trois stratégies opératoires ont été simulées afin d'analyser leurs effets sur la correction du rachis. Les résultats, satisfaisants dans les plans frontal et sagittal, ont montré la faisabilité de l'approche afin de prédire la correction de la scoliose suite à une instrumentation chirurgicale.

Poulin (1998) a utilisé le modèle par multi-corps flexibles du rachis décrit à la section 1.4.2, afin de simuler les instrumentations Universal Spine System et Cotrel-Dubousset. Une tige rigide a été utilisée lors de la simulation et sa géométrie provient de radiographies per-opératoires. La géométrie des vertèbres a été personnalisée mais simplifiée par des cylindres et ses éléments postérieurs sont parallélépipédiques. Les différents éléments composant l'instrumentation tels que les crochets et vis ont été modélisés par des éléments rigides et représentés par des cylindres. Concernant les conditions limites, la vertèbre L5 est seulement libre par sa rotation dans le plan sagittal. Quant à la vertèbre T1, elle est seulement contrainte dans le plan transverse afin de permettre l'allongement du rachis et la seule rotation autorisée est dans le plan sagittal. La simulation se divise en deux étapes : installation des crochets et des vis sur le rachis et accrochage sur la première tige, rotation de la tige. Les résultats obtenus ont été satisfaisants dans le plan frontal mais restent à être améliorés dans le plan sagittal. Cette

étude sur un cas physique et un cas clinique a montré la faisabilité de l'approche par multi-corps flexibles dans la simulation de l'instrumentation chirurgicale. Cependant, l'auteur note des améliorations à apporter au modèle telles que la personnalisation des propriétés mécaniques des liaisons flexibles ainsi que des changements sur les conditions limites qui empêchent la reproduction des segments des déplacements pér-opératoires des extrémités du segment rachidien instrumenté. Aubin et coll. (2003) ont repris ce modèle en l'affinant et ont simulé sur trois patients la chirurgie Cotel-Dubousset Horizon (Medtronic-Sofamor Danek). Les forces de réaction allant jusqu'à 1000N sont encore trop élevées comparativement à la réalité. Pour corriger cela, l'auteur suggère de modéliser la tige par des éléments flexibles. De plus, la forme de cette dernière a été prise à partir des données post-opératoires, seules données disponibles.

Gréalou (2000) a simulé l'instrumentation Cotel-Dubousset sur cinq patients scoliotiques à l'aide d'un modèle par éléments finis du tronc. Une tige déformable a été utilisée, celle-ci étant modélisée par plusieurs poutres élastiques et sa géométrie a été prise à partir de données post-opératoires. Les étapes de la chirurgie ont été tout d'abord la translation et l'attachement des crochets et vis sur la tige, puis la rotation de la tige de 90° ainsi que le verrouillage des crochets et vis sur la tige et enfin, le relâchement de la tige pour permettre un réaménagement des niveaux non-instrumentés. Gréalou a simulé plusieurs configurations de chirurgie : une instrumentation CD seule, une costoplastie de 3 cm sur 3 côtes du côté de la convexité, une autre costoplastie du côté de la concavité, une combinaison de l'instrumentation CD avec costoplastie du côté convexe,

réciroquement du côté de la concavité et enfin, une instrumentation CD seule sans la cage thoracique. Comme conditions limites, il a choisi de bloquer toutes les translations ainsi que la rotation axiale de L5 et de bloquer les translations dans le plan transverse de T1. Dans le plan frontal, les meilleurs résultats ont été obtenus lors de l'instrumentation CD combinée avec une costoplastie du côté de la concavité. Une instrumentation CD associée à une costoplastie du côté de la convexité a donné les résultats les plus satisfaisants dans le plan transverse. Les simulations ont également donné une meilleure correction sans la cage thoracique. Dans le plan transverse, une diminution de la rotation vertébrale apicale a été observée sans la cage thoracique comparativement aux simulations avec la cage thoracique. De plus, une rotation « en bloc » a été remarquée. L'auteur estime que les principales limites à cette étude sont liées à la modélisation des résections de côtes qui ne permet pas de simuler les effets à long terme.

Une autre instrumentation appelée Colorado 2 (Medtronic-Sofamor Danek) a été modélisée par Petit (2002) par l'approche multi-corps flexibles. Seul le rachis a été représenté dont les liaisons intervertébrales ont été décrites à la section 1.4.1. La reconstruction du rachis s'est faite à partir des données per-opératoires. La tige rigide a été obtenue à partir des radiographies post-opératoires. Les trois translations ainsi que la rotation axiale ont été bloquées pour la vertèbre inférieure alors que pour la vertèbre supérieure, les translations dans le plan transverse tout comme la rotation axiale ont été bloquées. Sept chirurgies de patients ont été simulées et comparées aux résultats réels. Une bonne adéquation a été trouvée dans les plans frontal et sagittal ainsi que pour l'orientation du plan de courbure maximale. L'auteur suggère d'améliorer les conditions

limites qui, selon lui, causent les trop grandes forces induites par les manœuvres chirurgicales. Concernant l'augmentation de la rotation axiale apicale, il estime que cela peut être dû à une erreur de position ou d'orientation des implants ou du centre de rotation intervertébrale.

Avec cette même approche, Verniest et coll. (2003) ont aussi modélisé l'instrumentation Colorado 2 sur un rachis adapté de Poulin (1998). Les géométries des vertèbres ne sont pas personnalisées à celles du patient car les formes et les dimensions sont relevées sur des vertèbres de spécimens cadavériques. À partir de connaissances acquises auprès d'un chirurgien décrivant très précisément la chirurgie, ils ont transcrit celles-ci en 46 étapes mécaniques afin de simuler de façon très détaillée l'instrumentation durant l'étape per-opératoire. Celui-ci a repris les conditions limites de Poulin (1998) pour les vertèbres extrêmes. Il est à noter que les deux tiges ont été modélisées. L'étude de faisabilité a été réalisée sur un patient. Les résultats concernant les forces générées lors de l'instrumentation sont acceptables; toutes étant inférieures à 160N. L'auteur a souligné trois points pouvant être améliorés; à savoir la liaison implants-vertèbres, la séquence de mise en position des tiges et la représentation des rotations vertébrales. Cependant, la faisabilité d'un simulateur de chirurgie a été démontrée.

Stirbu (2004) a réalisé un modèle de l'instrumentation Cotrel-Dubousset Horizon qu'il a simulé sur le rachis de Poulin (1998). La géométrie du rachis du patient est prise à partir de données pré-opératoires et les résultats obtenus après simulation sont comparés à ceux post-opératoires. L'installation et le serrage des deux tiges ont été

modélisés tout comme la rotation de la première tige. Une tige flexible composée d'éléments de type poutre a été modélisée. La validation de ce modèle a été réalisée à partir de sept patients. Une cohérence des résultats a été obtenue dans les plans frontal et sagittal ainsi qu'une réduction du plan de déformation maximale. Cependant, cette dernière correspondait dans seulement deux cas aux résultats réels. Des efforts trop importants ont été relevés dans la liaison implants-vertèbres améliorée depuis, par Luce (2004). Il en est de même pour les efforts de correction dans le plan sagittal atteignant dans certains cas 1400N qui est la limite de résistance mécanique des vertèbres. Malgré cela, la correction géométrique du rachis n'est pas altérée. Des études de sensibilité sur l'emplacement des implants sur les vertèbres, sur les conditions limites, sur la déformation des tiges et sur la modélisation de la discectomie ont été menées. En ce qui concerne cette dernière chirurgie, les résultats tendent à montrer qu'elle n'améliore pas les résultats et qu'il n'est donc pas nécessaire de l'intégrer dans les étapes de la simulation. L'auteur souligne ainsi l'influence des conditions limites qui pourraient être améliorées en intégrant notamment la cage thoracique.

CHAPITRE 2. MATÉRIELS ET MÉTHODES

La revue des connaissances a montré l'évolution des modèles biomécaniques du rachis, de la cage thoracique et des différentes techniques d'instrumentation. Afin de compléter le modèle du rachis de Luce (2004) par l'ajout de la cage thoracique, la méthodologie suivante a été adoptée.

2.1. Hypothèses et objectifs

L'objectif général de ce projet est de développer et valider un modèle biomécanique par multi-corps flexibles de la cage thoracique, puis de l'intégrer à un modèle existant du rachis afin de simuler une instrumentation Cotel-Dubousset Horizon (CDH). Ce modèle permettra d'étudier l'influence de la cage thoracique lors de l'instrumentation du rachis par CDH.

Plusieurs objectifs spécifiques seront abordés :

- Développer et valider le modèle de la cage thoracique à partir de données expérimentales disponibles.
- Effectuer une étude de sensibilité des conditions limites du modèle.

- Étudier l'influence d'une instrumentation chirurgicale du rachis par CDH sur la cage thoracique, et réciproquement l'effet de la cage thoracique sur la correction du rachis lors de cette chirurgie.
- Analyser l'effet d'une costoplastie (i.e. chirurgie des côtes) sur la cage thoracique et la colonne vertébrale instrumentée.

Voici les hypothèses de recherche sur lesquelles s'appuie ce projet :

- La cage thoracique joue un rôle important dans le comportement du rachis et augmente sa rigidité lors d'une chirurgie.
- L'instrumentation du rachis permet de corriger significativement la déformation de la cage thoracique.
- L'ajout de conditions limites sur la cage thoracique améliore la précision des résultats de la simulation de l'instrumentation chirurgicale du rachis.

2.2. Modélisation des côtes

La reconstruction des côtes sera abordée dans un premier temps puis leur modélisation.

2.2.1. Correction des interférences géométriques

En raison des interférences géométriques rencontrées lors de la reconstruction des côtes, des corrections ont été apportées. Ces problèmes surviennent lors de

l'identification des repères sur les radiographies pré-opératoires du patient; la qualité des radiographies étant très variable. Plus la courbure du patient est importante, plus les erreurs de reconstruction de la cage thoracique sont fréquentes. Elles se traduisent par des côtes adjacentes qui s'entrecroisent mais également au niveau de la tête costale et de la tubérosité de la côte (Figure 2.1).

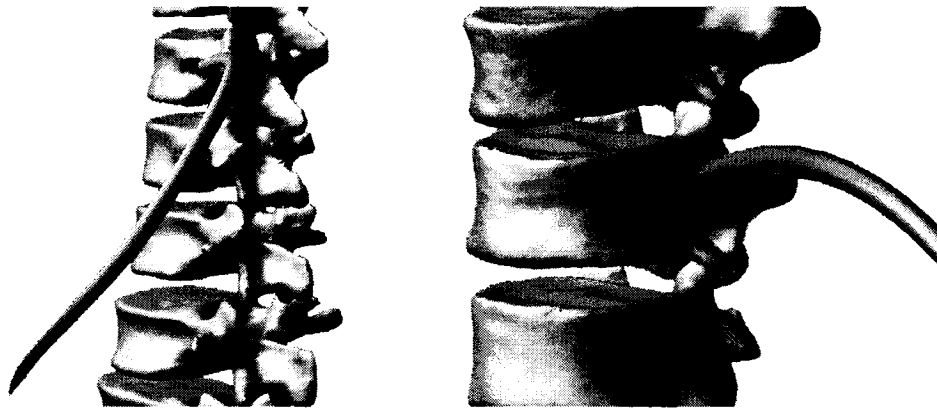


Figure 2.1: Interférences géométriques des côtes

Pour corriger cela, les fichiers de reconstruction 3D ont servi de base. La ligne médiane de chaque côte est définie par une série de points. Pour chaque côte, le premier point définissant la tête costale a été corrigé en le plaçant au milieu du segment reliant les points représentant les facettes articulaires costales des vertèbres sus et sous-jacentes.

Concernant la tubérosité de chaque côte, celle-ci est localisée par le point le plus proche de la facette articulaire transverse dans les fichiers de reconstruction. La correction géométrique a consisté à déplacer ce point de 10cm sur la normale de la facette articulaire transverse de la vertèbre sous-jacente (Figure 2.2).

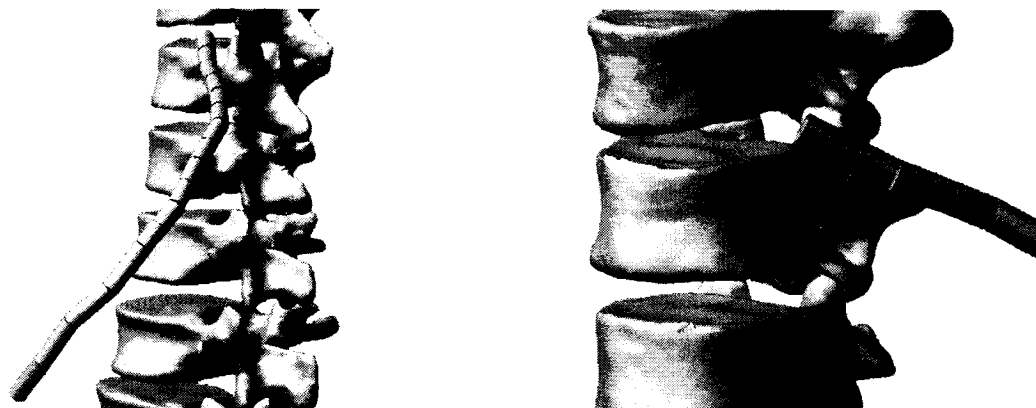


Figure 2.2: Correction des interférences géométriques des côtes

Une spline a ensuite été créée. Celle-ci passe par les points corrigés de la tête costale et de la tubérosité ainsi que par les points restants de la côte sachant qu'une dizaine de points situés après le point de la tubérosité ont été supprimés afin de ne pas tenir compte de la déformation dû aux interférences géométriques. La ligne médiane de chaque côte est ainsi définie par cette spline.

Pour les problèmes des côtes entrecroisées, ils ont été corrigés la plupart du temps en faisant des moyennes entre les lignes médianes des côtes adjacentes.

2.2.2. Modélisation géométrique et mécanique des côtes

En ce qui concerne la modélisation géométrique des côtes, elles ont été segmentées en 9 cylindres de rayon 5mm. Ce choix de segmentation a été fonction de leur modélisation mécanique. En effet, il a été décidé de tenir compte de la flexibilité des côtes et donc de les modéliser par une succession d'éléments flexibles. Selon l'approche multi-corps flexibles sous MSC.ADAMS, un élément flexible relie 2 Parts distincts et à

chaque Part est associée une géométrie. Dans ce modèle, chaque côte est modélisée par une succession de 10 éléments flexibles de type « Poutre » (Figure 2.3). Le comportement de ces poutres est celui des poutres de Timoshenko décrit à la section 1.5.

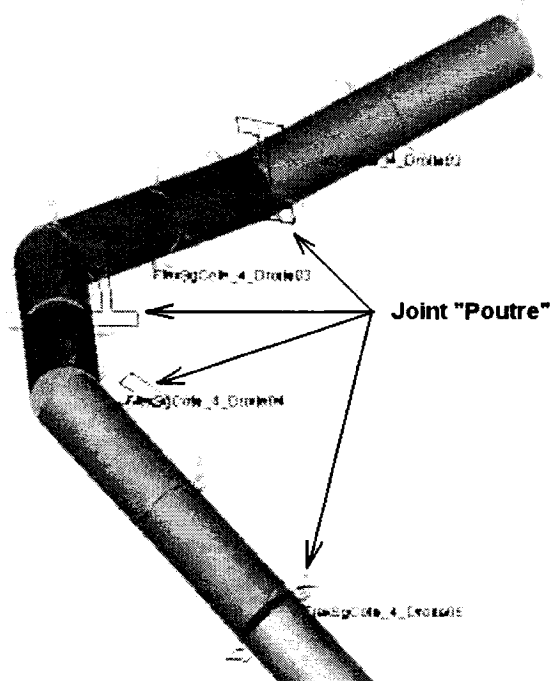


Figure 2.3: Modélisation mécanique d'une côte sous MSC.ADAMS

Les propriétés géométriques des côtes telles que leurs variations de section aux différents niveaux vertébraux, leurs longueurs ainsi que leurs rayons de courbure ont été étudiés par Roberts et Chen (1972). Les aires choisies pour ces éléments « Poutre » sont circulaires et leurs valeurs sont issues de ces expériences tout comme leurs moments d'inertie.

Schultz et coll. (1974b) ont, quant à eux, mené des expériences afin d'évaluer les propriétés mécaniques des côtes. Pour cela, ils ont prélevé les côtes des niveaux 2, 4, 6,

8, 9 et 10 de cinq spécimens cadavériques mâles. Lors de chaque manipulation, la tête costale a été fixée et l'extrémité antérieure de la côte a été laissée libre. Ils ont ensuite appliqué des charges de 7.35N par trois incréments selon les six directions (antérieure, postérieure, latérale, médiale, inférieure et supérieure) à l'extrémité antérieure de la côte où ils ont mesuré le déplacement de ce point.

Ces expériences ont été simulées sous MSC.ADAMS en tenant compte de toutes ces informations pour les côtes des niveaux 2, 4 et 8. Le même repère local de la côte a été choisi (Figure 2.4).

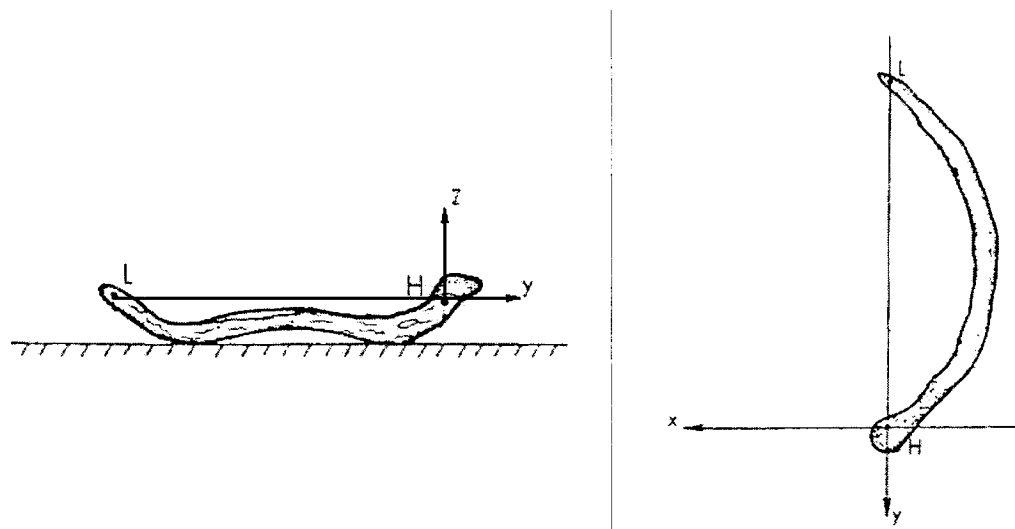


Figure 2.4: Repère local d'une côte (adapté de Schultz et coll., 1974b)

Concernant les conditions limites de cette simulation, la tête costale a été fixée par une liaison fixe de type « Fixed » d'après la nomenclature ADAMS bloquant ses 6 degrés de liberté.

Deux markers ont été créés et placés à l'extrémité antérieure de la côte dont l'un est lié au repère global et l'autre au repère local. Lors d'une simulation d'une

sollicitation sur la côte, le 2^{ème} marker se déplace tandis que le 1^{er} reste fixe et permet donc de mesurer le déplacement de l'extrémité antérieure de la côte en fonction de son chargement. Le module d'Young représentant la rigidité des éléments « Poutre » de la côte est ainsi ajusté par une approche heuristique afin d'obtenir des résultats semblables aux données expérimentales. Pour une même côte, ses différents éléments « Poutre » ont tous la même rigidité. La valeur du coefficient de Poisson a été choisie arbitrairement à 0.1. Une fois l'évaluation des propriétés mécaniques réalisée pour les niveaux vertébraux 2, 4 et 8, une interpolation et une extrapolation de celles-ci ont été réalisées pour l'ensemble des niveaux costaux.

2.3. Modélisation du sternum

Étant donné la rigidité du sternum, il a été choisi de le modéliser par un corps rigide.

Concernant la géométrie du sternum, elle n'a pu être tirée de la reconstruction géométrique initiale. En effet, à l'issue de la reconstruction, on obtenait une seule géométrie contenant les cartilages costaux reliés au sternum. Or, les cartilages costaux ont une flexibilité dont il faut tenir compte en les modélisant par des éléments flexibles afin d'obtenir un modèle des plus réalistes. Il a donc fallu discrétiser la géométrie initiale du sternum des cartilages costaux à partir des fichiers fournissant les points 3D afin de fournir une géométrie spécifique au sternum seul et d'autres géométries correspondant

aux cartilages costaux. Un polygone, passant par les points 3D du sternum, a été créé afin de le modéliser géométriquement (Figure 2.5).

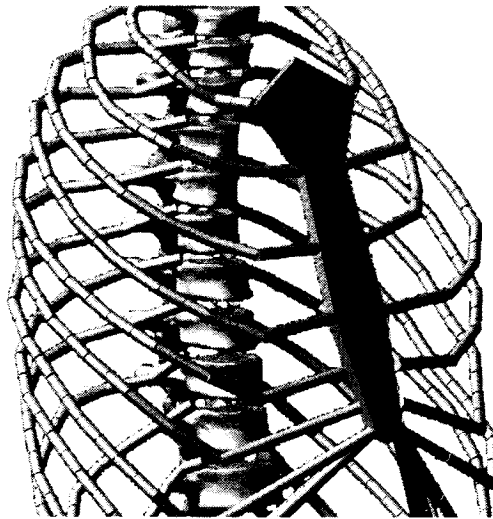


Figure 2.5: Modélisation géométrique du sternum

2.4. Caractérisation et modélisation des cartilages costaux

Les cartilages costaux ont été modélisés géométriquement de la même façon que les côtes, soit par des cylindres de rayon 5mm au nombre de deux.

Concernant la modélisation mécanique, des éléments « Poutre » ont été utilisés. La section de ces éléments a été tirée, suivant le niveau vertébral, des données expérimentales de Roberts et Chen (1972).

Schultz et coll. (1974a) ont évalué les propriétés force-déformation des articulations costo-sternales. Cinq sternums ont été obtenus par autopsie de cadavres mâles. Des charges de 7.35N ont été appliquées en 3 points à environ 1cm des extrémités latérales des cartilages costaux; la première au niveau du 2^{ème} cartilage, la

seconde au niveau du 4^{ème} cartilage et enfin, la dernière située dans le groupe des cartilages inférieurs, c'est-à-dire entre les cartilages 6 et 10 dépendamment des spécimens (Figure 2.6). Les déplacements de ces points de chargement ont été mesurés dans les directions supérieure, inférieure, antérieure et postérieure.

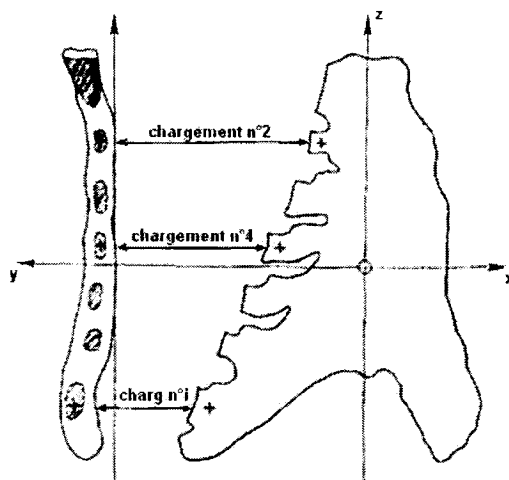


Figure 2.6: Localisation des chargements sur les cartilages costaux (adaptée de Schultz et coll., 1974a)

Afin de représenter au mieux les expériences, le sternum a été fixé selon ses 6 degrés de liberté. Les chargements ont été appliqués selon le même repère utilisé lors de l'expérience (Figure 2.6).

Étant donné que la géométrie du sternum utilisée dans ce modèle correspondait à celle du patient 1101 de l'expérience de Schultz et coll. (1974a), le module d'Young des éléments « Poutre » a été évalué heuristiquement afin d'obtenir le même comportement que ce patient. Le coefficient de Poisson a été choisi arbitrairement à 0.1. Des interpolations et des extrapolations ont été nécessaires afin de compléter les propriétés

mécaniques des cartilages costaux non sollicités. Concernant les cartilages costaux inférieurs, les propriétés mécaniques ont été supposées identiques.

2.5. Caractérisation et modélisation des joints CVCT

Schultz et coll. (1974) ainsi que Saint-Cyr et Maltais (1994) ont caractérisé les propriétés force-déformation de ces articulations costo-vertébrales. Leurs études expérimentales ont porté sur différents niveaux vertébraux d'unités fonctionnelles de spécimens cadavériques.

Lemosse et coll. (1998) ont utilisé une méthode semblable à celle de St-Cyr (1994). Pour ce faire, 9 cages thoraciques ont été isolées à partir de spécimens cadavériques. Pour chacune d'entre elles, 3 unités fonctionnelles aux niveaux T1-T2, T5-T6 et T9-T10 ont été testées. Des charges allant de -0.6Nm à 0.6Nm ont été appliquées selon un repère local au joint CVCT (Figure 2.7). Chaque unité fonctionnelle a été testée intacte. Les mesures décrivant le comportement mécanique du joint CVCT concernent les flexions crâniale et caudale (moment autour de Y), normale (moment autour de Z) ainsi que la torsion (moment autour de X).

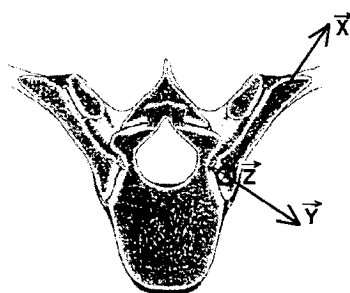


Figure 2.7: Repère local du joint CVCT (adapté de Aubin et coll., 1995)

Afin de représenter les conditions expérimentales lors des simulations, les vertèbres inférieures et supérieures ont été bloquées selon leurs 6 degrés de liberté par une liaison fixe. Chaque unité fonctionnelle est composée d'une paire de côtes associée à ses vertèbres respectives. Le joint CVCT comprend principalement 4 ligaments: 2 ligaments costo-vertébraux reliant la tête costale aux facettes articulaires costales des vertèbres sus et sous-jacentes ainsi que 2 ligaments costo-transverses reliant la tubérosité de la côte aux facettes articulaires transverses des vertèbres correspondantes. Chacun de ces ligaments a été modélisé par une matrice générale 6×6 . Ce joint a la particularité d'être entièrement personnalisable; chaque paramètre de sa matrice de raideur est indépendant. Les matrices de raideur de chaque paire de ligaments (costaux vertébraux et costo-transverses) sont supposées être identiques. Une description plus détaillée de ce joint se trouve à la section 1.5. Sa matrice de raideur comprenant 36 paramètres, un plan d'expériences de type Plackett-Burman a été utilisé pour les sollicitations en flexion crâniale, caudale et normale ainsi qu'en torsion afin de déterminer les facteurs les plus influents de ces matrices. 44 simulations ont donc été lancées au cours desquelles les paramètres des matrices de raideur variaient à 2 modalités. Lors de chaque sollicitation, la plage totale de mouvement de la côte (exprimée en degrés) a été mesurée. Ces résultats ont ensuite été introduits sous Statistica v6.0 et ont permis d'identifier les facteurs les plus influents pour chaque sollicitation. Les paramètres les moins influents ont été fixés par une même valeur arbitrairement. Concernant les paramètres importants, ils ont été évalués heuristiquement. La torsion autour de l'axe costal étant le mouvement principal des côtes vis-à-vis de l'unité fonctionnelle, une plus grande importance sur les

résultats a été accordée à cette sollicitation comparativement aux flexions crâniale, caudale et normale.

Cependant, lors des simulations des expériences d'Andriacchi décrites à la section 2.7.2, des problèmes de convergence sont apparus principalement dus aux liaisons CVCT des côtes flottantes. En effet, la paire de côtes 11 est uniquement reliée au rachis par les ligaments costo-vertébraux. Il n'existe pas de ligaments costo-transverses les reliant au rachis. En ce qui concerne la paire de côtes 12, celle-ci est seulement reliée à la colonne vertébrale par ses ligaments costo-vertébraux inférieurs. Les ligaments costo-vertébraux supérieurs n'existent pas pour ce niveau costal. Pour ces raisons, les raideurs des liaisons CV de ces paires de côtes sont trop faibles et se déforment trop avec les propriétés mécaniques extrapolées des matrices générales, provoquant des divergences de calculs. Afin de résoudre ces problèmes, il a été choisi de modéliser ces articulations costo-vertébrales par des éléments « Poutre ». Leurs propriétés mécaniques ont été évaluées de la même façon que les matrices générales.

Après avoir évalué les propriétés mécaniques des joints costo-vertébraux, le comportement intervertébral de l'unité fonctionnelle a été analysé. En effet, l'étude de Aubin (1995) a montré que la présence des côtes n'influencait pas le comportement de l'unité fonctionnelle. Ainsi, la vertèbre inférieure a été bloquée selon ses 6 degrés de liberté et la vertèbre supérieure a été sollicitée par des charges de 5Nm en inflexion latérale, torsion, flexion et extension. Le déplacement angulaire de la vertèbre supérieure a été mesuré. Ces sollicitations ont donc été simulées avec et sans la paire de côtes

associée. Une comparaison de ces résultats a permis d'évaluer la modélisation des joints CVCT de ce modèle.

2.6. Modélisation des ligaments intercostaux

Les ligaments intercostaux ont été modélisés par des éléments de type « Ressorts ». Entre chaque niveau costal successif, 20 ressorts croisés entre eux ont été créés (Figure 2.8).

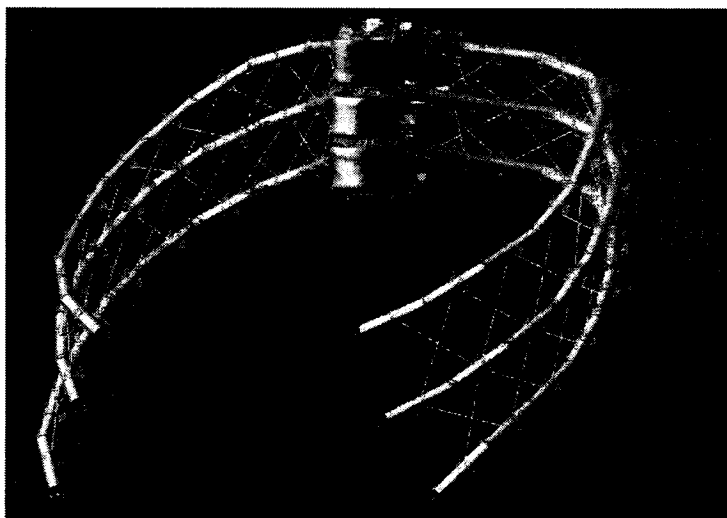


Figure 2.8: Modélisation mécanique des ligaments intercostaux sous MSC.ADAMS

Aucune référence à la rigidité spécifique des ligaments intercostaux ne se trouvant dans la littérature, une rigidité de 2.5 MPa leur a été assignée en se basant sur les modèles existants de la cage thoracique. Cette valeur de 2.5 MPa vient du fait que ces ligaments sont composés d'élastine ayant une rigidité de 0.6Nmm^2 et de fibres de collagène ayant une rigidité de 1KNmm^2 (Stokes et Laible, 1990).

2.7. Validations du modèle

Lors de ces validations, le modèle de la cage thoracique précédemment décrit a été associé au modèle du rachis de Luce (2004).

2.7.1. 1^{ère} étape de validation : Sollicitations de la cage thoracique et comparaison aux données expérimentales

2.7.1.1. Simulation de l'expérience de Lovett (1905)

Peu de données expérimentales à propos de sollicitations sur la cage thoracique sont disponibles dans la littérature. Cependant, en 1905, Lovett a étudié la rotation axiale du tronc. La sollicitation n'a pas directement été appliquée sur la cage thoracique mais sur la colonne vertébrale. Il a, pour cela, appliqué une rotation de 51° sur la vertèbre supérieure T1 après avoir fixé les vertèbres inférieures L4 et L5. Il a ensuite calculé la rotation relative à chaque niveau vertébral de T2 à L5.

Cette expérience a été simulée sur le présent modèle de la cage thoracique associé au modèle du rachis de Luce (2004). La vertèbre L4 a été bloquée selon ses 6 degrés de liberté. Une rotation de 51° a été appliquée sur le référentiel centre de masse de la vertèbre supérieure T1 (Figure 2.9).

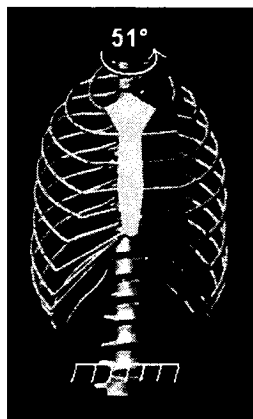


Figure 2.9: Conditions limites lors de la simulation de l'expérience de Lovett

Pour chaque vertèbre, un référentiel a été créé, positionné au centre de masse de celle-ci et orienté de la même façon que le référentiel centre de masse de la vertèbre sus-jacente. Après sollicitation du rachis, la variation d'orientation entre ces 2 référentiels est calculée et cela, pour chaque vertèbre, permettant de définir la rotation relative entre celles-ci.

2.7.1.2. Simulation de l'expérience de Agostoni (1966)

Agostoni et coll. (1966) ont exercé des charges de compression latérale de 100N de part et d'autre de la cage thoracique de patients mâles dont le dos était appuyé sur un mur. Les variations des diamètres latéral et antéro-postérieur ont été mesurées.

Les mêmes conditions expérimentales ont été représentées lors de cette simulation (Figure 2.10). La translation antéro-postérieure des segments les plus postérieurs des côtes 3 à 7 a été bloquée pour représenter l'appui des patients sur le mur.

De plus, la vertèbre inférieure L5 a été bloquée selon ses 6 degrés de liberté. Chaque force de 100N a été répartie sur les côtes 3 à 7.

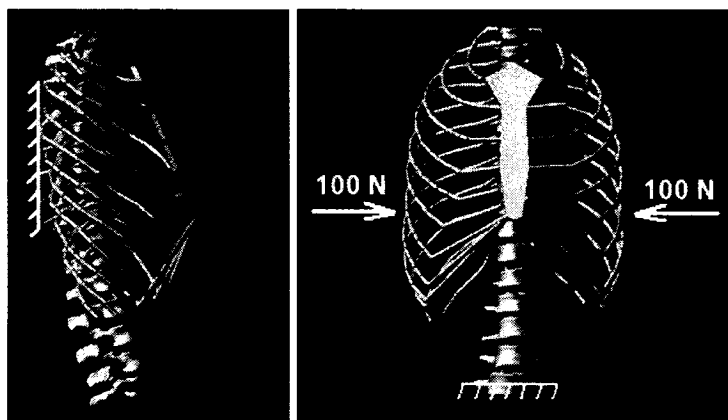


Figure 2.10: Conditions limites lors de la simulation de l'expérience de Agostoni

Un référentiel lié au repère global et positionné au niveau du xiphoïde du sternum ainsi qu'un autre référentiel placé au centre de masse de la vertèbre en vis-à-vis du xiphoïde ont été créés. Un autre référentiel lié, lui, au repère du sternum a également été créé. La variation du diamètre antéro-postérieur a ainsi pu être calculé avant et après sollicitation sur la cage thoracique.

Concernant la mesure de la variation du diamètre latéral, 2 référentiels fixes et liés au repère global ont été créés de part et d'autre de la cage thoracique au niveau des centres de masse des segments latéraux des côtes 7. Deux autres référentiels ont été créés au même endroit mais appartenant aux repères des segments des côtes 7. Les diamètres latéraux peuvent ainsi être calculés avant et après sollicitation de la cage thoracique.

2.7.1.3. Simulation des expériences de Patrick (1965) et Nahum (1970)

Patrick et coll. (1965) ainsi que Nahum et coll. (1970) ont mesuré les variations du diamètre sternal suite à une compression de 100N appliquée sur le xiphoïde du sternum de cadavres dont le dos était supporté. Les mêmes conditions limites appliquées lors de la simulation de l'expérience de Agostoni (1970) décrites à la section 2.7.1.2 ont été créées (Figure 2.11).

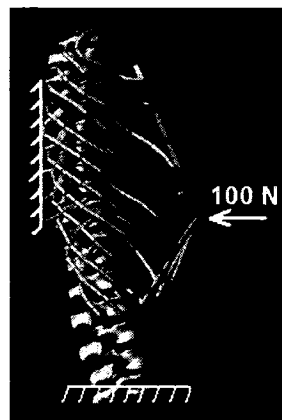


Figure 2.11: Conditions limites lors de la simulation des expériences de Patrick et Nahum

Concernant la mesure de la variation du diamètre sternal, la même méthode que celle décrite à la section 2.7.1.2 a été employée.

2.7.2. 2^{ème} étape de validation : Comparaison aux essais d'Andriacchi

Andriacchi et coll. (1974) ont construit un modèle biomécanique du tronc humain. Après avoir validé leur modèle grâce aux études expérimentales précédemment

décrites à la section 2.7.1, ils ont pu mettre en évidence l'effet de rigidification de la cage thoracique sur le rachis. Le rachis seul ou associé à différentes configurations du thorax a été soumis à quatre sollicitations : flexion, extension, inflexion latérale et torsion.

Les différentes configurations du thorax sont :

- Le rachis seul;
- Le rachis associé à la cage thoracique complète;
- Le rachis associé à la cage thoracique sans les ligaments intercostaux;
- Le rachis associé à la cage thoracique sans le sternum;
- Le rachis associé à la cage thoracique sans le sternum ni les ligaments intercostaux;
- Le rachis associé à la cage thoracique sans la paire costale 5.

À chaque sollicitation, un rapport de raideur a été calculé entre le rachis seul et une configuration autre du thorax. Ce rapport de raideur est le rapport de l'amplitude du moment appliqué à la vertèbre T1 sur la variation d'orientation de celle-ci.

Lors des simulations de ces expériences, seule la vertèbre inférieure L5 a été bloquée selon ses 6 degrés de liberté. Un référentiel fixe et lié au repère global a été créé au centre de masse de la vertèbre supérieure T1. L'inclinaison entre ce référentiel et le référentiel de centre de masse de la vertèbre T1 donne ainsi le déplacement angulaire de

cette vertèbre. L'amplitude du moment à appliquer sur la vertèbre T1 a été de 5Nm pour les 4 sollicitations.

Une comparaison du présent modèle avec celui d'Andriacchi a pu être ainsi réalisée.

2.7.3. 3^{ème} étape de validation : Comparaison entre des simulations de chirurgie du rachis vs. des chirurgies réelles

Cette troisième étape de validation permet d'évaluer le modèle de la cage thoracique ainsi que les articulations qui le relient à celui du rachis lors de sollicitations complexes sur la colonne vertébrale.

Les chirurgies de 6 patients, opérés par les Drs H.Labelle et B.Poitras au CHU Ste Justine de Montréal d'une instrumentation postérieure CDH, ont été simulées. Lors de ces chirurgies, en salle d'opération, l'infirmière en chef a pris soin de dessiner la forme des tiges après cintrage: soit la forme de la tige gauche dans le plan frontal et la forme de la tige droite dans le plan sagittal. De plus, les types d'implants utilisés et leurs localisations ont été rapportés sur la fiche du protocole mis en Annexe 1. Enfin, l'ordre de serrage des écrous a également été noté.

Les courbures de ces patients n'étaient pas homogènes (Tableau 2.1). Il est à noter que le patient n°1 a été opéré plus pour sa cyphose importante (82°) que pour son angle de Cobb (23°) relativement faible comparativement aux autres patients. D'ailleurs, aucune dérotation n'a été appliquée lors de sa chirurgie d'instrumentation.

Tableau 2.1: Caractéristiques des patients utilisés pour les simulations de chirurgie

Patients	Type de scoliose	Angle de Cobb	Cyphose	Lordose	Gibbosité
1	TD	23°	82°	49°	6°
2	TD	52°	18°	46°	9°
3	TD	77°	65°	41°	1°
4	TG	37°	25°	28°	24°
5	TD – LG	37° - 48°	20°	43°	6°
6	TD - LG	70° - 62°	30°	40°	1°

Pour chaque patient, le thorax a été reconstruit par la méthode stéréo-radiographique détaillée à la section 1.5. Le modèle de l'instrumentation CDH de Stirbu (2004), décrit à la section 1.6, a été utilisé. Les données chirurgicales notées sur la fiche du protocole ont été utilisées afin que les simulations des chirurgies soient les plus représentatives possibles de la réalité. Dans une première étape, les implants sont fixés sur le rachis du côté concave de la courbe. Leur position et leur orientation ont été définies à partir des données radiologiques post-opératoires. Vient ensuite l'attachement de la première tige dont la forme est représentée à partir du dessin réalisé après cintrage. Une dérotation de 90° de cette tige est effectuée. Durant la dérotation de la 1^{ère} tige, le chirurgien vient appliquer une force sur les côtes proéminentes afin que la cage thoracique ne soit pas entraînée par la rotation de la tige qui agit sur le rachis. Cette force postéro-antérieure a été modélisée lors de l'étape de dérotation. Elle a été évaluée à 100N par un chirurgien expérimenté (Labelle, 2005). Elle a été répartie également sur les 4 côtes les plus proéminentes. À la suite de cette étape, les écrous sont alors serrés selon l'ordre précisé sur la fiche de protocole, puis finalement, la force appliquée sur les

côtes proéminentes est retirée. Les implants sont ensuite fixés du côté convexe de la courbe. La seconde tige dont la forme est tirée du dessin réalisé après cintrage est attachée à ces implants. Enfin, le serrage des écrous du côté convexe de la courbe est effectué selon l'ordre défini par la fiche de protocole.

Une fois la chirurgie simulée, les indices angulaires que sont l'angle de Cobb, la cyphose, la lordose et la gibbosité ont été calculés. Les géométries pré-opératoire et post-opératoire ont été comparées afin de calculer la correction de la gibbosité suite à une instrumentation CDH. Les simulations des chirurgies ont été réalisées avec le modèle du rachis seul et avec le modèle de la cage thoracique complète pour chaque patient afin d'évaluer l'influence de la cage thoracique sur la correction du rachis. Une comparaison entre la géométrie du thorax issue de la simulation et la géométrie réelle issue d'une reconstruction stéréo-radiographique du patient en post-opératoire a également permis d'évaluer la précision des simulations. De plus, les forces générées au niveau des liaisons implant-vertèbre ont été mesurées afin de s'assurer que celles-ci ne dépassaient pas la force d'arrachement des implants estimée à 800N (Hackenberg, 2002).

Concernant les conditions limites utilisées lors de ces simulations, elles sont décrites à la section suivante où une étude de sensibilité a été réalisée afin de déterminer les conditions limites optimales.

2.8. Étude de sensibilité des conditions limites

Différentes configurations de conditions limites ont été testées sur le modèle du patient n°2 (Tableau 2.2). La vertèbre supérieure pouvait soit avoir ses translations bloquées dans le plan transverse (modélisé par une liaison linéique de type « Inline » d'après la nomenclature ADAMS), soit être libre de tout mouvement. La vertèbre inférieure pouvait soit avoir seulement ses rotations libres dans les plans sagittal et frontal (modélisé par un joint de Cardan de type « Hook » d'après la nomenclature ADAMS), soit être bloquée selon ses 6 degrés de liberté (modélisé par une liaison fixe de type « Fixed » d'après la nomenclature ADAMS). Les segments les plus antérieurs des côtes 3 à 5 pouvaient, quant à eux, soit avoir leur translation perpendiculaire à eux-mêmes bloquée dans le plan transverse (modélisé par une liaison planaire de type « Inplane » d'après la nomenclature ADAMS), soit être fixés selon leurs 6 degrés de liberté, soit être libres de tout mouvement. Enfin, le sternum pouvait soit être libre de tout mouvement, soit être fixe. Les conditions limites A à J concernent le modèle du rachis associé à celui de la cage thoracique tandis que la condition limite « sans_cage » ne comprend que le rachis. En effet, cette condition limite, soit le joint de Cardan à la vertèbre inférieure et la liaison linéique à la vertèbre supérieure, est celle adoptée par Stirbu (2004). Les simulations avec les autres conditions limites peuvent ainsi être comparées à cette dernière afin de déterminer si un changement dans les conditions limites peut améliorer les résultats des simulations d'instrumentation.

Tableau 2.2 : Conditions limites testées pour le patient n°2

	VerSup Linéique	VerInf Cardan	VerInf Fixe	Côtes Planaire	Côtes Fixe	Sternum Fixe
A	X	X				
B	X		X			
C	X	X		X		
D	X		X	X		
E		X			X	
F	X	X				X
G		X				X
H		X		X		
I			X			X
J			X	X		
sans_cage	X	X				

Les différentes configurations testées tentent d'approximer les contraintes sur la position du patient dû à la table d'opération. Les conditions limites de la vertèbre inférieure ont pour but de représenter au mieux les mouvements fonctionnels entre le rachis et le bassin. Celles de la vertèbre supérieure tentent de représenter l'appui de la tête du patient sur la table d'opération. Enfin, les conditions limites appliquées aux côtes ou sur le sternum tentent de simuler la réaction de ceux-ci sur les coussinets.

2.9. Étude de sensibilité sur la personnalisation des propriétés mécaniques du rachis

Les propriétés mécaniques du rachis, à savoir les paramètres de la matrice générale de rigidité des liaisons intervertébrales, ont été personnalisées à partir d'une méthode d'optimisation (Clin, 2005) basée sur celles de Petit (2002) et Luce (2004).

Celle-ci consiste à simuler les tests de bending effectués par le patient en pré-opératoire. En effet, afin d'évaluer la flexibilité des segments lombaire et thoracique, l'orthopédiste demande au patient en position allongée de s'incliner en levant le bras droit pour effectuer une inflexion latérale gauche et le bras gauche pour effectuer une inflexion latérale droite. Ainsi, un patient ayant une courbure thoracique droite verra sa courbure diminuée lors d'un bending droit et l'amplitude de sa courbure thoracique augmentée lors d'un bending gauche. Pour une courbure lombaire gauche, celle-ci sera augmentée lors d'un bending droit et diminuée lors d'un bending gauche. L'amplitude de chaque bending a été mesurée. De même, l'angle de Ferguson a été mesuré pour les segments proximal thoracique, principal thoracique et lombaire.

L'algorithme d'optimisation choisi est celui du gradient conjugué de Fletcher-Reeves que Petit (2002) a utilisé. Celui-ci a pour but de minimiser une fonction objectif ω pour chaque segment du rachis :

$$\omega = \sum_{i=1}^3 (Fs_i - Fb_i)^2$$

avec : Fs_i : l'angle de Ferguson mesurée lors de la simulation pour chaque segment.

Fb_i : l'angle de Ferguson mesuré lors des bending pour chaque segment.

Dans un premier temps, cet algorithme a minimisé la fonction objectif ω lors d'une simulation d'un bending gauche. Le coefficient multiplicateur α du paramètre K_{44} de la matrice générale de rigidité a ainsi été optimisé pour chaque niveau vertébral

(Figure 2.12). En effet, ce paramètre K_{44} correspond à la flexion dans le plan frontal. Dans un deuxième temps, l'algorithme a été lancé lors d'une simulation d'un bending droit à partir du coefficient α précédemment optimisé pour le bending gauche. Une fois la fonction objectif ω minimisée pour ce bending droit, le paramètre K_{44} de la matrice générale de rigidité a pu être ajusté grâce au coefficient multiplicateur α déterminé.

$$\begin{pmatrix} Fx \\ Fy \\ Fz \\ Mx \\ My \\ Mz \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} K_{11} & K_{12} & K_{13} & K_{14} & K_{15} & K_{16} \\ K_{21} & K_{22} & K_{23} & K_{24} & K_{25} & K_{26} \\ K_{31} & K_{32} & K_{33} & K_{34} & K_{35} & K_{36} \\ K_{41} & K_{42} & K_{43} & \alpha K_{44} & K_{45} & K_{46} \\ K_{51} & K_{52} & K_{53} & K_{54} & K_{55} & K_{56} \\ K_{61} & K_{62} & K_{63} & K_{64} & K_{65} & K_{66} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x - x_0 \\ y - y_0 \\ z - z_0 \\ a - a_0 \\ b - b_0 \\ c - c_0 \end{pmatrix}$$

Figure 2.12 : Personnalisation du paramètre d'inflexion latérale de la matrice générale de la liaison intervertébrale

Cette personnalisation des propriétés mécaniques du rachis a été appliquée au modèle du patient n°2 (Tableau 2.3). Les angles de Ferguson de ce patient correspondant aux bendings sont les moyennes des angles de Ferguson mesurés sur les bendings de 10 patients d'après l'étude de Petit et coll. (2004).

Tableau 2.3 : Mesures des angles de Ferguson du patient n°2 en position debout et en bending droit et gauche

	Angles de Ferguson (degrés)		
	Position Debout	Bending Droit	Bending Gauche
Proximal Thoracique	22	27	17
Principal Thoracique	38	30	42
Lombaire	15	16	9

Une chirurgie d'instrumentation a été simulée avec le modèle ainsi personnalisé. La géométrie post-opératoire issue de cette simulation a ensuite été comparée à celle obtenue avec les paramètres mécaniques originaux grâce aux indices cliniques que sont l'angle de Cobb, la cyphose, la lordose et la gibbosité.

2.10. Étude de sensibilité sur l'orientation des implants

L'orientation des implants tels que celle des crochets laminaires ou pédiculaires ainsi que des vis uni-axiales ou multi-axiales a fait l'objet d'une étude de sensibilité afin de mieux évaluer son influence sur la correction du rachis et de la cage thoracique.

Cette étude a été réalisée sur le modèle du patient n°2 (Figure 2.13). Le patient n°2 a été choisi afin d'observer l'influence et l'importance des différents paramètres de son instrumentation tels que la personnalisation de ses propriétés mécaniques décrites à la section 2.9 et les paramètres décrits dans la suite de ce chapitre.

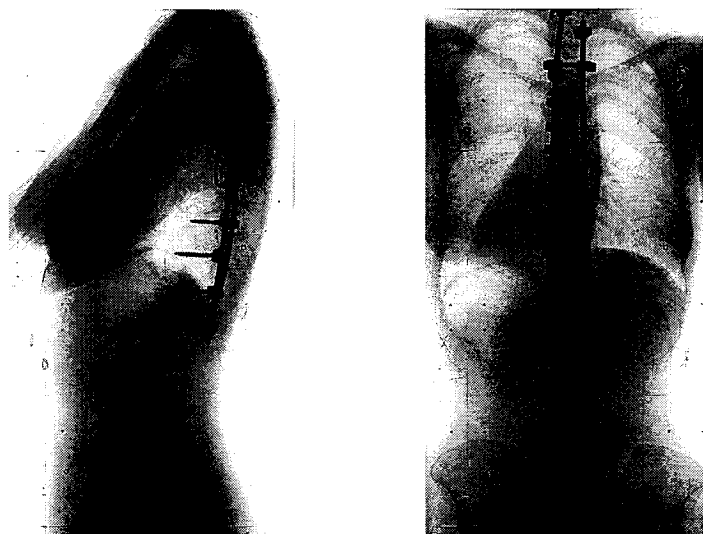


Figure 2.13 : Radiographies post-opératoires LAT et PA0 du patient n°2

Les modifications ont consisté à appliquer sur tous les implants une rotation d'environ 15° autour de l'axe vertical. Une simulation d'instrumentation a été lancée avec ces changements puis comparée avec la simulation originale.

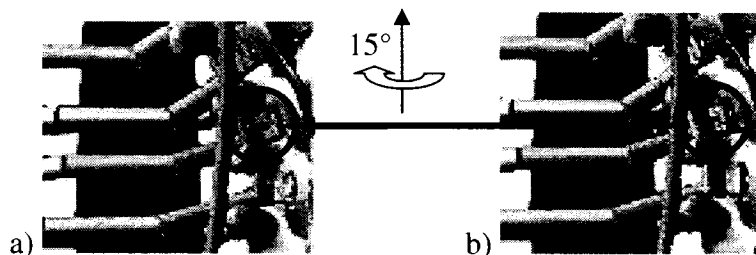


Figure 2.14 : Vues PA du modèle du patient n°2 avec a) l'orientation originale des implants b) l'orientation modifiée des implants

2.11. Étude de sensibilité sur la forme de la tige

L'étude de sensibilité sur la forme de la tige a été menée sur le modèle du patient n°2. Compte tenu que la forme des tiges est dessinée à la main lors de la chirurgie, l'erreur de cette approximation a été évaluée. Pour cela, la courbure des tiges va être accentuée en déplaçant les points des tiges latéralement de 5mm (Figure 2.14).

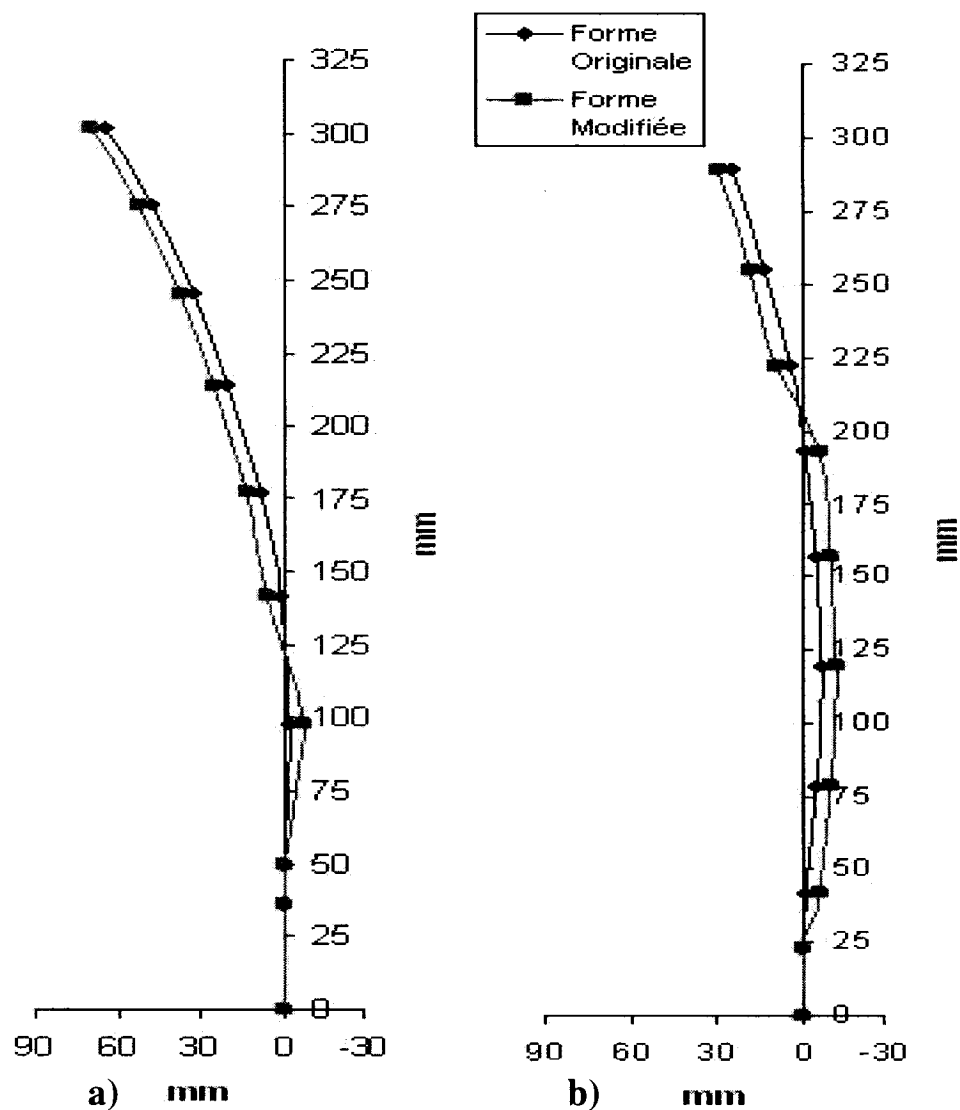


Figure 2.15 : Modification de la forme des tiges gauche a) et droite b)

Une simulation d'instrumentation prenant en compte ces modifications a été appliquée au modèle du patient n°2. Tout comme les études de sensibilité précédemment menées, les résultats de cette simulation ont été comparés à ceux de la simulation originale.

2.12. Effet de la costoplastie

Une costoplastie a été simulée après instrumentation du rachis afin d'étudier son effet correcteur sur la cage thoracique. Elle a été appliquée après le serrage des écrous de la 2nde tige. Elle a consisté en une résection de 2 segments sur 5 côtes soient la côte située à l'apex de la courbure ainsi que ses 4 côtes sus et sous-jacentes. Le patient n°2 a été utilisé pour cette étude. Son apex se trouve au niveau vertébral T8. Les segments n°3 et 4 des côtes droites 6, 7, 8, 9 et 10 ont été retirés ainsi que les éléments reliés à eux tels que les ressorts représentant les ligaments intercostaux et les éléments « Poutre » les connectant aux segments connexes. Cette étude a ainsi permis d'évaluer l'influence d'une costoplastie sur la correction de la gibbosité de la cage thoracique lors d'une chirurgie d'instrumentation.

CHAPITRE 3. RÉSULTATS

Ce chapitre présente les résultats obtenus suite à la réalisation de la méthodologie décrite à la section précédente. Les résultats concernant le comportement global du modèle seront tout d'abord étudiés. L'influence de la cage thoracique sur le comportement du rachis sera ensuite mise en valeur par les travaux effectués. Ce chapitre se clôturera par la présentation des résultats des simulations de chirurgies et des études de sensibilité menées.

3.1. Étude du comportement global de la cage thoracique

Les résultats du comportement des différentes parties composant la cage thoracique telles que les côtes, les cartilages costaux et les joints CVCT sont présentés ci-dessous.

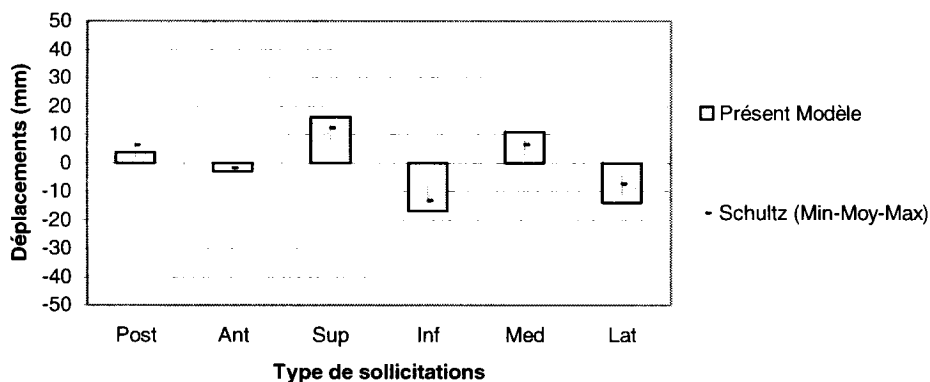
3.1.1. Comportement des côtes

Le tableau 3.1 présente les modules d'Young et les aires affectés aux côtes 2, 4 et 8. Ces valeurs ont été déterminées afin d'obtenir la meilleure adéquation avec les données expérimentales concernant les sollicitations des côtes.

Tableau 3.1 : Propriétés mécaniques des côtes

	Niveau costal		
	2	4	8
E (MPa)	30000	15000	20000
A (mm ²)	20	35	30

Les figures 3.1, 3.2 et 3.3 présentent les résultats obtenus lors des sollicitations sur les côtes avec les propriétés mécaniques définies au tableau 3.1. L'ordre de grandeur de leurs déplacements est le millimètre. Étant donné la variabilité observée entre les spécimens de l'étude de Schultz et coll. (1974b), les résultats des simulations ont été considérés acceptables lorsque les valeurs obtenues étaient comprises dans la plage de mesures expérimentales pour chaque sollicitation. Si cela ne pouvait être obtenu, un compromis entre les différentes sollicitations était trouvé.

**Figure 3.1 : Déformations de la côte 2 après sollicitations**

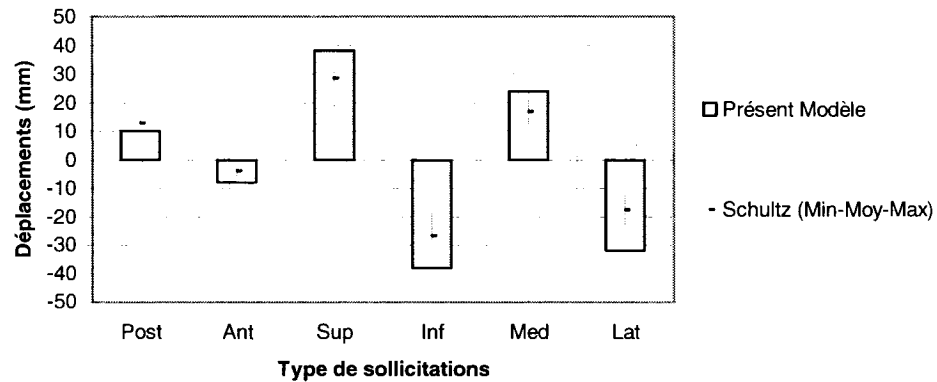


Figure 3.2 : Déformations de la côte 4 après sollicitations

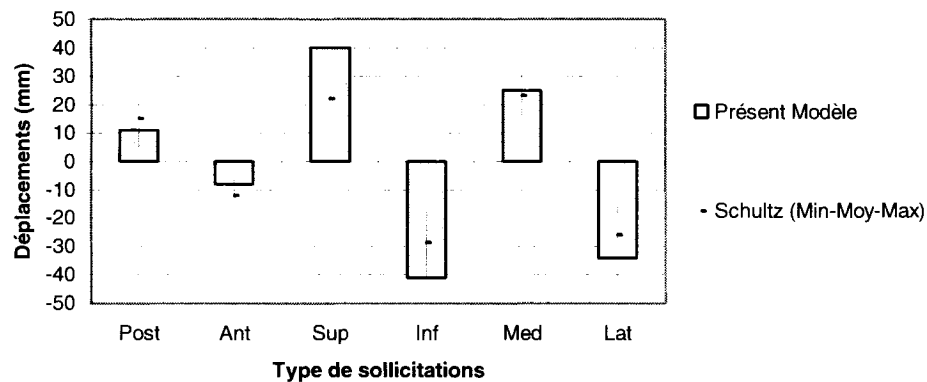


Figure 3.3 : Déformations de la côte 8 après sollicitations

3.1.2. Comportement des cartilages costaux

Le tableau 3.2 donne les propriétés mécaniques déterminées aux 3 niveaux costaux pour les 2 éléments « Poutre » successifs représentant les cartilages costaux soient leurs modules d'Young et leurs aires respectives. La poutre n°1 correspond à la

poutre partant de l'extrémité antérieure des côtes. La poutre n°2 relie la poutre n°1 au sternum.

Tableau 3.2 : Propriétés mécaniques des cartilages costaux

	Niveau costal		
	2	4	7
E1 (MPa)	200	250	500
A1 (mm ²)	30	45	60
E2 (MPa)	200	250	500
A2 (mm ²)	40	70	80

Ces propriétés mécaniques ont permis d'obtenir les résultats suivants lorsque les cartilages costaux étaient sollicités dans les directions postérieure, antérieure, supérieure et inférieure (Figures 3.4, 3.5 et 3.6). Ces résultats sont comparés aux résultats expérimentaux de Schultz et coll. (1974a) réalisés sur 5 spécimens cadavériques.

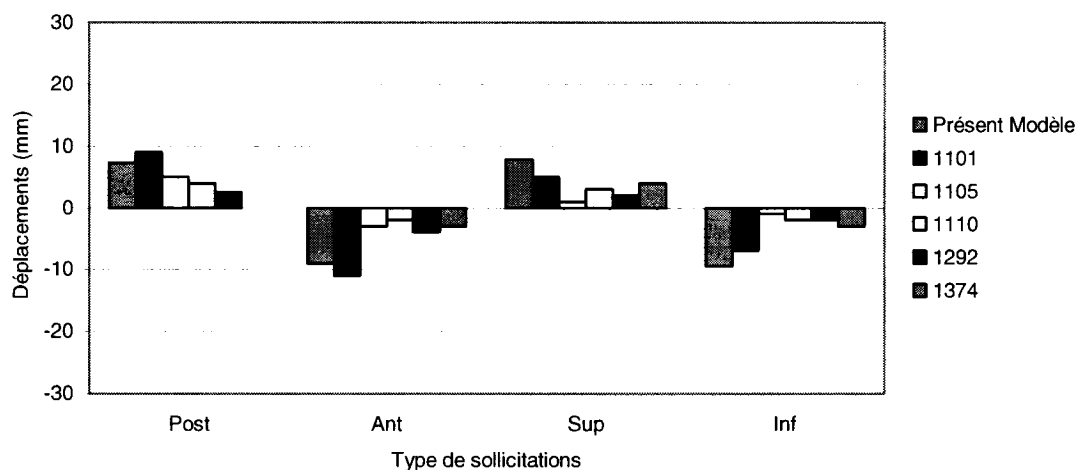


Figure 3.4 : Déformations du cartilage costal 2 après sollicitations

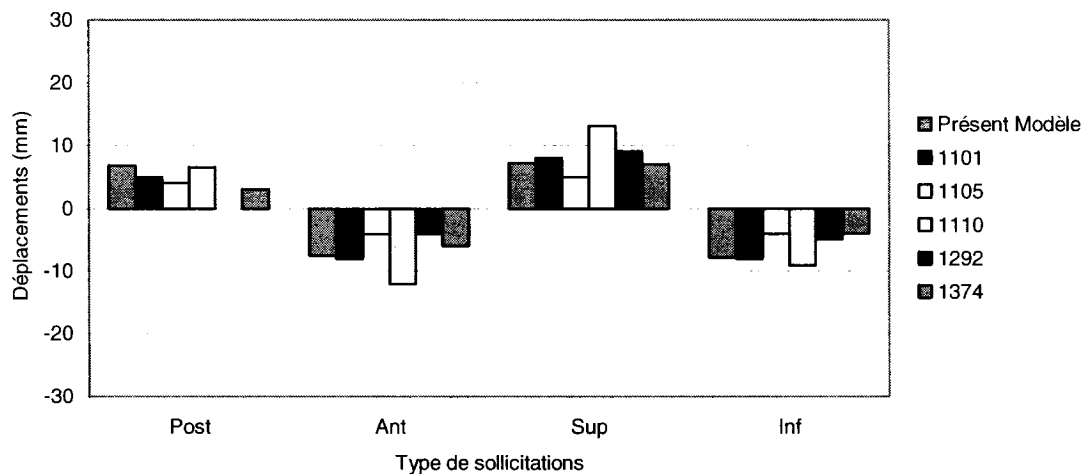


Figure 3.5 : Déformations du cartilage costal 4 après sollicitations

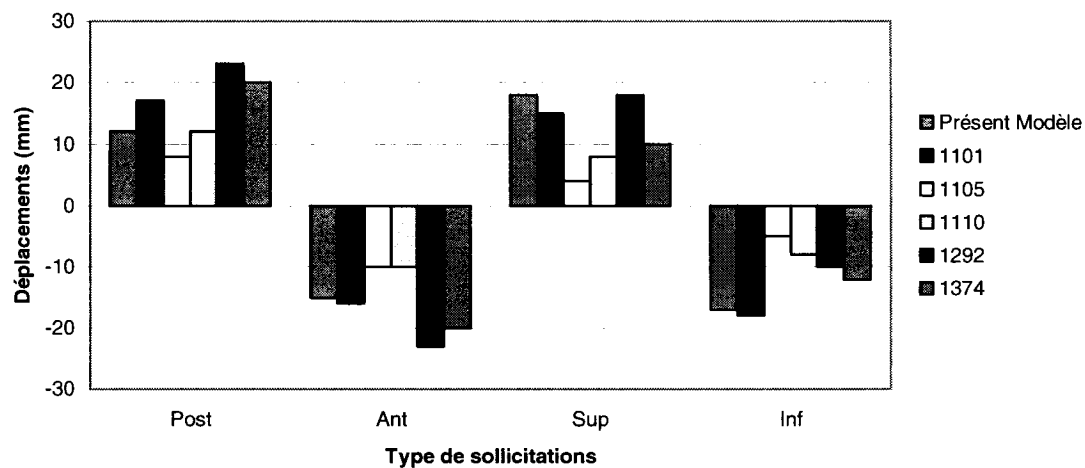


Figure 3.6 : Déformations du cartilage costal 7 après sollicitations

Tel qu'expliqué à la section 2.4, les déplacements observés pour les cartilages costaux du présent modèle devaient être proches des résultats du spécimen 1101, ce qui

est le cas. Les déplacements de ces articulations sont de l'ordre du millimètre. Les écarts observés entre nos résultats et ceux du patient 1101 varient entre 5% et 25%.

3.1.3. Comportement des joints CVCT

La figure 3.7 montre les paramètres les plus influents de la matrice générale de raideur lors des sollicitations sur les articulations CVCT. Ces paramètres ont été déterminés à partir d'un plan d'expériences Plackett-Burmann. Les paramètres A, B, C, D et E qui se trouvent sur la diagonale de la matrice de raideur représentent les déplacements principaux de l'articulation CVCT. Les paramètres F, G et H représentent les couplages qui existent entre les différents déplacements de l'articulation soient les translations et les rotations. Ils ont été évalués précisément pour chaque niveau costal.

$$\begin{pmatrix} Fx \\ Fy \\ Fz \\ Mx \\ My \\ Mz \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A & . & F & . & . & . \\ . & . & . & . & . & . \\ F & . & B & . & . & . \\ . & . & . & C & G & H \\ . & . & . & G & D & . \\ . & . & . & H & . & E \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x - x_0 \\ y - y_0 \\ z - z_0 \\ a - a_0 \\ b - b_0 \\ c - c_0 \end{pmatrix}$$

Figure 3.7 : Paramètres influents de la matrice générale de raideur

Les résultats représentant le comportement des articulations CVCT aux niveaux T1-T2, T5-T6 et T9-T10 sont résumés à la figure 3.8. La plage de mouvements totale de cette articulation suite à l'application d'un moment allant de -0.6 N.m à 0.6 Nm a été calculée et comparée aux résultats de Lemosse et coll. (1998).

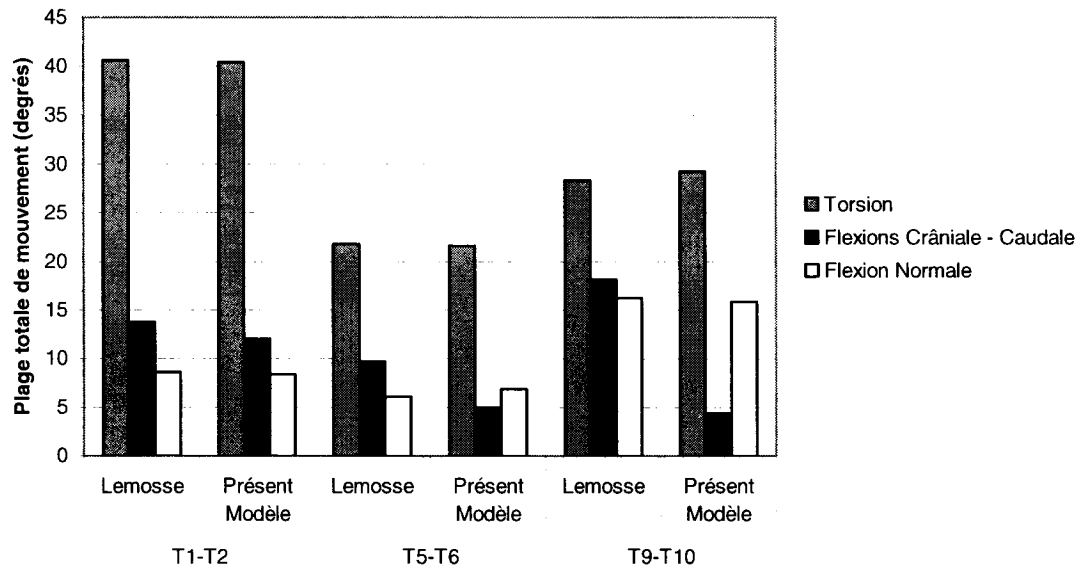


Figure 3.8 : Déformations des articulations CVCT

La seule différence observée concerne principalement la flexion crâniale-caudale au niveau T9-T10. Il n'a pas été possible d'obtenir des résultats proches des données expérimentales de Lemosse et coll. (1998) dans toutes les sollicitations de ce niveau costal. La torsion autour de l'axe costal étant le mouvement principal des côtes par rapport aux vertèbres, la précision de cette sollicitation a été privilégiée tout en tenant compte des couplages entre les différents mouvements de l'articulation CVCT.

Après sollicitation de l'unité fonctionnelle, il a été trouvé que le comportement intervertébral n'était pas influencé par la présence des côtes tout comme le montrait l'étude expérimentale de Aubin (1995).

3.1.4. Comportement du rachis associé à la cage thoracique

Les résultats de la simulation de l'expérience de Lovett (1905) à savoir l'application d'une rotation de 51° sur la vertèbre T1 sont représentés à la figure 3.9.

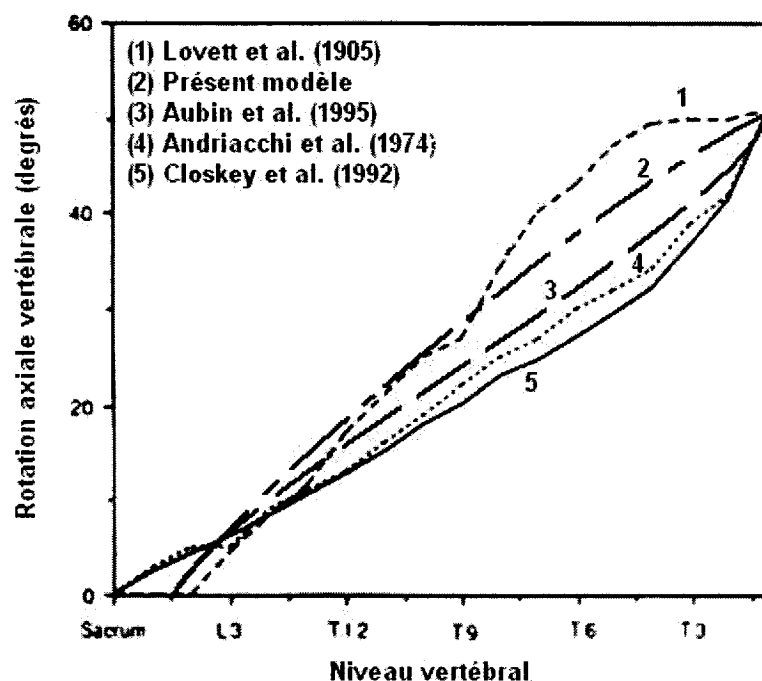


Figure 3.9 : Résultats de l'expérience de Lovett (1905)

Pour le segment T1-T8, le présent modèle est plus rigide de 10% par rapport à l'étude expérimentale menée par Lovett (1905). Les précédents modèles étaient, quant à eux, plus rigides sur l'ensemble du rachis. Concernant le segment T9-L4, le présent modèle est plus flexible de 3% comparativement au modèle de Lovett. L'erreur maximale calculée est de 8° entre le présent modèle et l'expérience de Lovett.

3.1.5. Comportement de la cage thoracique

Les variations des diamètres latéral et postéro-antérieur suite à l'application de compressions latérales sur la cage thoracique sont présentées à la figure 3.10.

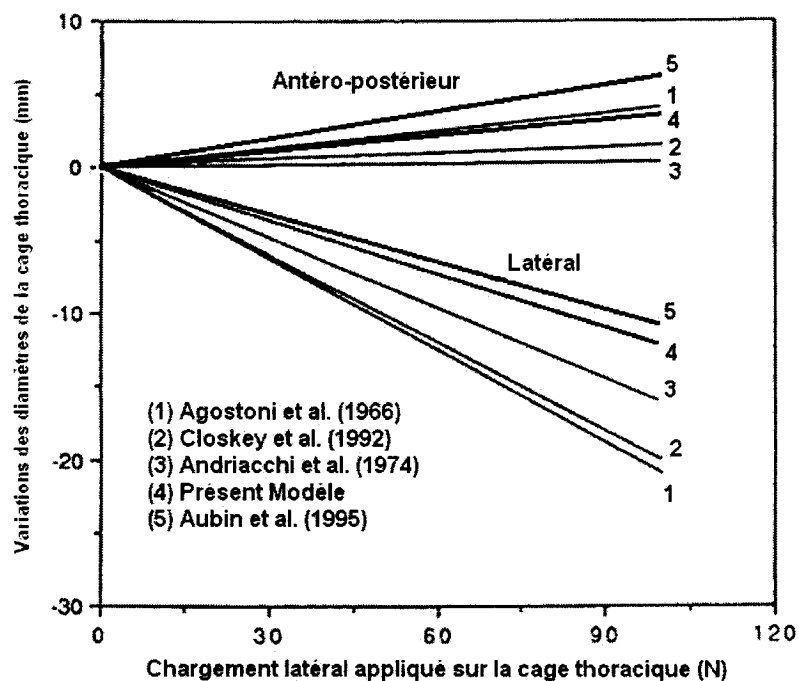


Figure 3.10 : Résultats de l'expérience de Agostoni (1966)

Concernant la variation du diamètre antéro-postérieur, celle-ci est équivalente à celle mesurée lors de l'expérience d'Agostoni (1966). Le modèle est plus rigide dans la variation de son diamètre latéral tout comme les précédents modèles de la cage thoracique. Il reste néanmoins compris entre le modèle le plus rigide, celui d'Aubin (1995), et l'étude expérimentale d'Agostoni.

La figure 3.11 présente les résultats obtenus suite à l'application d'une compression sternale. Ils ont été comparés aux différents modèles existants de la cage thoracique.

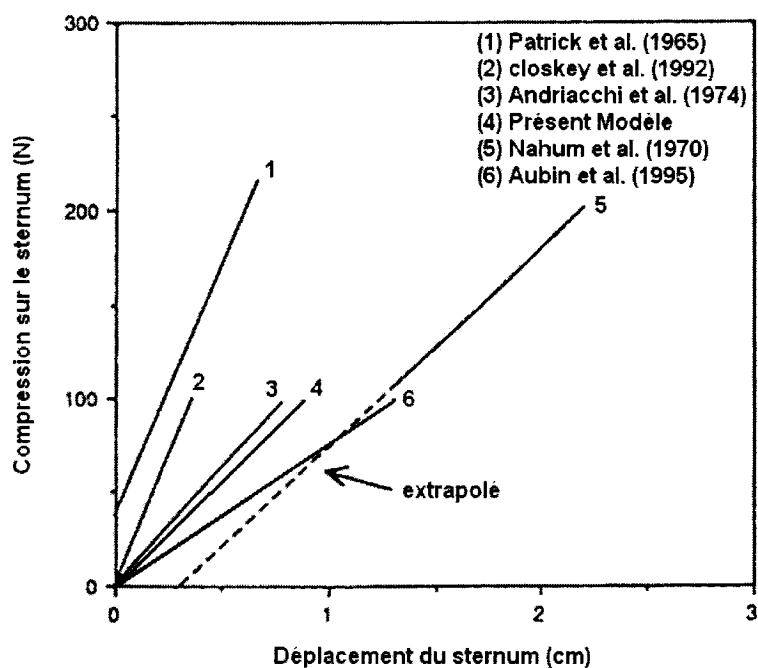


Figure 3.11 : Résultats de l'expérience de Patrick (1965) et Nahum (1970)

On constate que le comportement du modèle se rapproche de celui d'Andriacchi et se trouve dans la plage des mesures expérimentales réalisées par Patrick (1965) et Nahum (1970).

3.2. Étude de l'effet rigidificateur de la cage thoracique sur le rachis

L'étude d'Andriacchi (1974) avait montré que la cage thoracique rigidifiait le comportement du rachis que ce soit en inflexion latérale, en flexion, en extension ou en torsion. Les calculs de raideur pour le présent modèle sont représentés à la figure 3.12 pour ces 4 sollicitations.

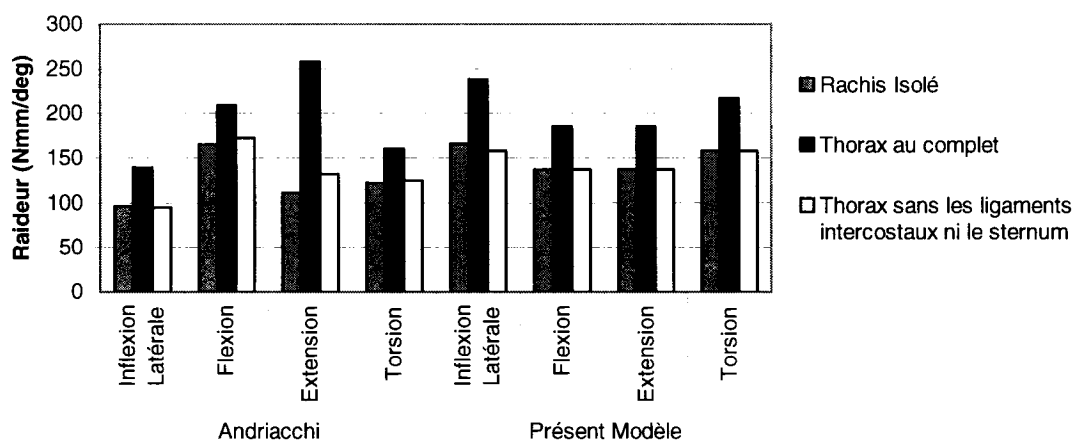


Figure 3.12 : Évaluation de l'effet rigidificateur de la cage thoracique sur le rachis comparativement au modèle d'Andriacchi (1974)

On constate que les raideurs calculées pour le présent modèle sont plus élevées d'environ 70% en inflexion latérale que celles d'Andriacchi. Ceci s'explique par la grande variabilité de flexibilité du rachis à travers les patients.

Concernant le modèle du thorax au complet, il est à noter qu'Andriacchi obtient une raideur plus importante de 39% lors d'une extension que le présent modèle. Ceci vient probablement du fait que les matrices générales de raideur de la liaison

intervertébrale pour le présent modèle soient symétriques. On obtient ainsi des raideurs identiques en flexion et en extension pour le présent modèle du thorax au complet.

Les raideurs calculées entre le rachis isolé et le thorax dépourvu des ligaments intercostaux et du sternum sont identiques.

Les rapports de raideur définis par la raideur d'une configuration du thorax sur la raideur du rachis isolé sont présentés à la figure 3.13.

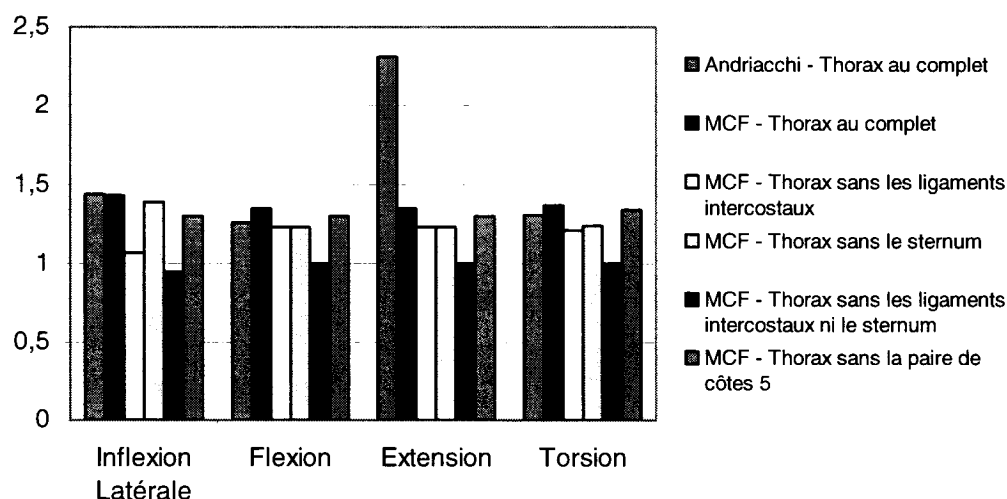


Figure 3.13 : Rapports de raideur entre les différentes configurations du thorax et celle du rachis seul : Andriacchi (1974) vs. le présent modèle

La cage thoracique au complet rigidifie la colonne vertébrale de 43% en inflexion latérale, de 35% en flexion/extension, de 37% en torsion tandis que le thorax sans ligaments intercostaux rigidifie le rachis de 7% en inflexion latérale, de 23% en flexion/extension et de 21% en torsion.

Les raideurs relatives à chaque niveau vertébral sont présentées pour le modèle d'Andriacchi et pour le présent modèle (Figure 3.14).

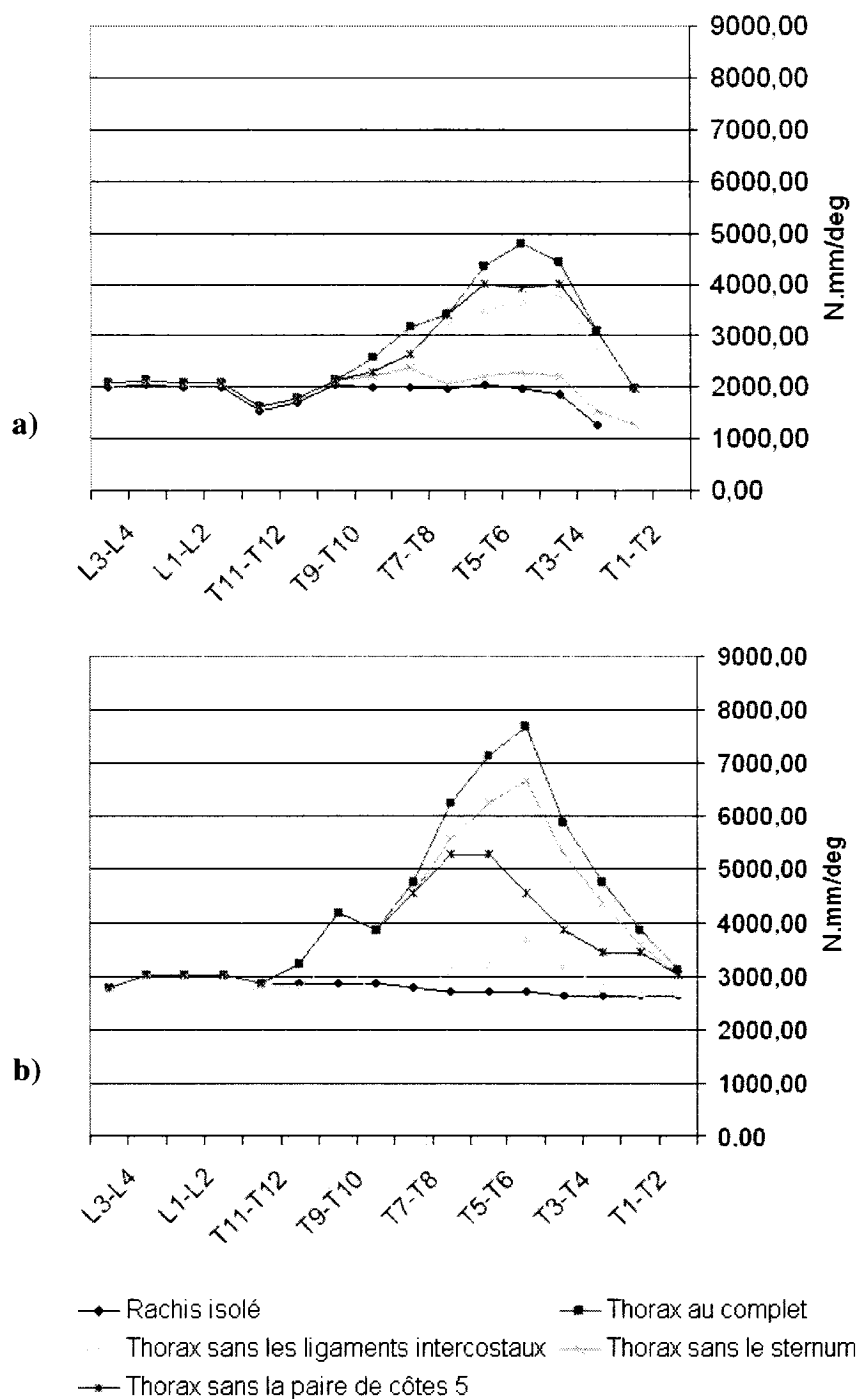


Figure 3.14 : Raideur relative du a) modèle d'Andriacchi (1974) b) présent modèle

Ces figures complètent l'étude de rigidification de la cage thoracique sur le rachis. Tout comme avec le modèle d'Andriacchi (1974), on observe pour le présent modèle que les raideurs relatives avec le thorax complet sont supérieures à celles du rachis isolé sur le segment T1-T11.

On remarque également, pour le présent modèle, un effet local du retrait de la paire de côtes 5 alors que la figure 3.13 montrait que son absence n'influait pas la rigidification de la cage thoracique sur le comportement global du rachis.

3.3. Étude de l'influence des conditions limites imposées au modèle

Les différentes conditions limites présentées à la section 2.8 ont été testées lors d'une simulation de chirurgie. Elles ont donné des résultats utilisés en vue du choix d'une condition limite optimale que ce soit pour l'angle de Cobb ou la gibbosité (Figure 3.15).

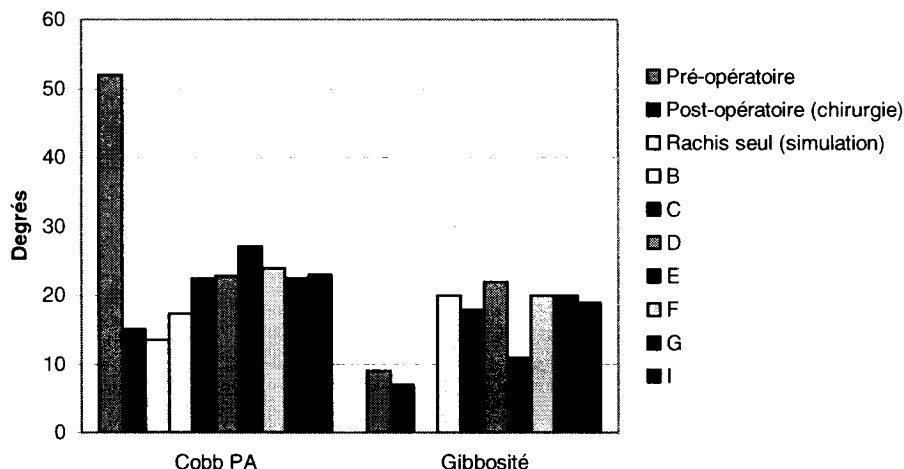


Figure 3.15 : Angle de Cobb et gibbosité post-opératoires obtenus avec les différentes conditions limites sur le patient n°2

L'angle de Cobb post-opératoire de la condition limite B est celui qui se rapproche le plus de l'angle de Cobb post-opératoire réel. Ainsi, on observe une sous-correction du rachis avec un angle de Cobb de 17° alors que l'angle de Cobb post-opératoire réel est de 15°. Dans ce cas, le rachis n'est pas bloqué dans ses mouvements par la cage thoracique. Viennent, dans l'ordre croissant selon leur écart par rapport à l'angle de Cobb réel, les conditions limites C, G, D, I, E et F ayant un angle de Cobb supérieur à celui du post-opératoire réel. On constate aussi dans ces cas de simulation une sous-correction du rachis.

On remarque que les résultats concernant la gibbosité restent éloignés du post-opératoire réel sauf dans le cas de la condition limite E. En effet, la condition limite E a donné des résultats plus réalistes que les autres conditions limites puisque la gibbosité obtenue était de 11° tandis que la gibbosité post-opératoire réelle était de 7°.

Cependant, le fait de fixer les segments de côtes selon leurs 6 degrés de liberté contraint fortement le rachis comme le montre l'angle de Cobb post-opératoire de 27° dans ce cas.

La condition limite B, quant à elle, donnait une différence de gibbosité de 13° par rapport à la géométrie post-opératoire réelle. Cette simulation permettait une rotation libre, en bloc, de la cage thoracique dans la direction inverse à la rotation de la tige.

La condition limite C a donc été choisie comme condition limite durant les simulations de chirurgie. En effet, si la condition limite B donnait de meilleurs résultats quant à la correction du rachis pour ce patient, elle ne contraignait pas la cage thoracique qui se déplaçait avec une amplitude trop importante dans les simulations des autres patients. La condition limite C est donc un compromis entre les corrections du rachis et de la cage thoracique qui se rapprochent le plus des résultats post-opératoires réels.

Concernant les efforts générés dans les liaisons implant-vertèbre, on ne remarque aucune différence significative entre les différentes conditions limites hormis pour la condition limite B (Tableau 3.3). En choisissant cette condition limite, la force totale générée dans les liaisons implant-vertèbre est inférieure de 11N par rapport à la force totale calculée à partir de la condition limite C.

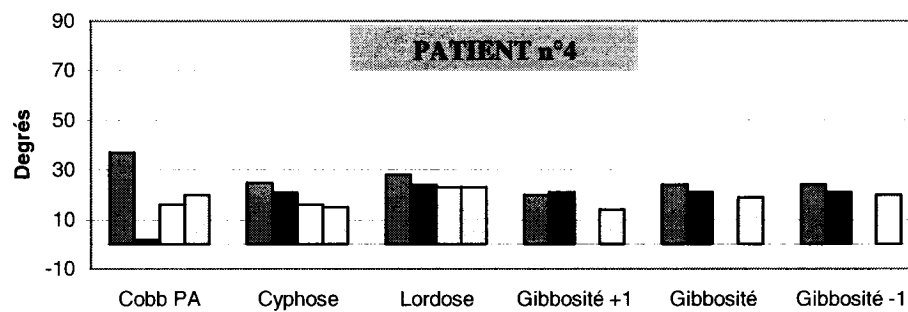
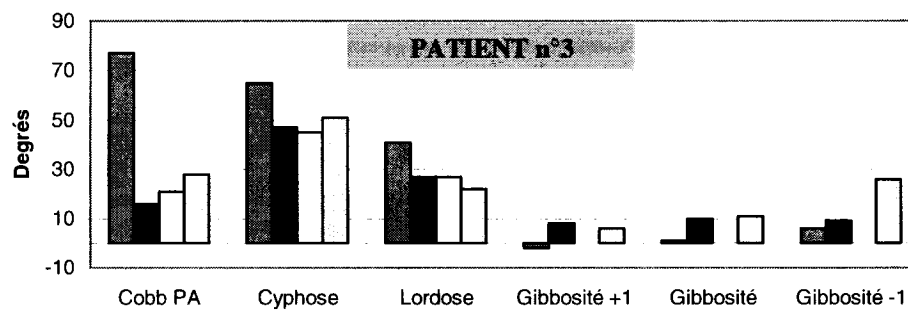
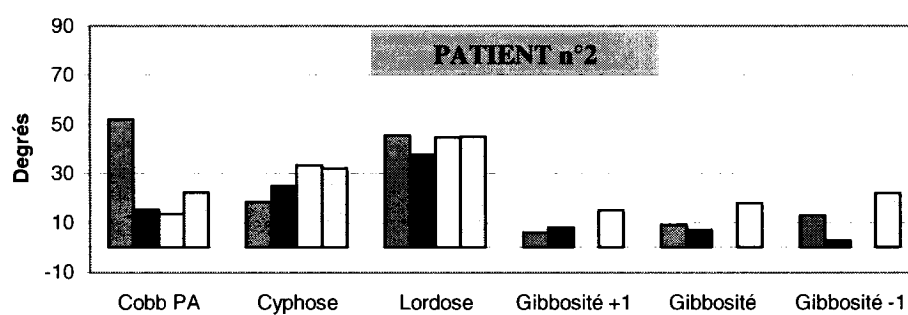
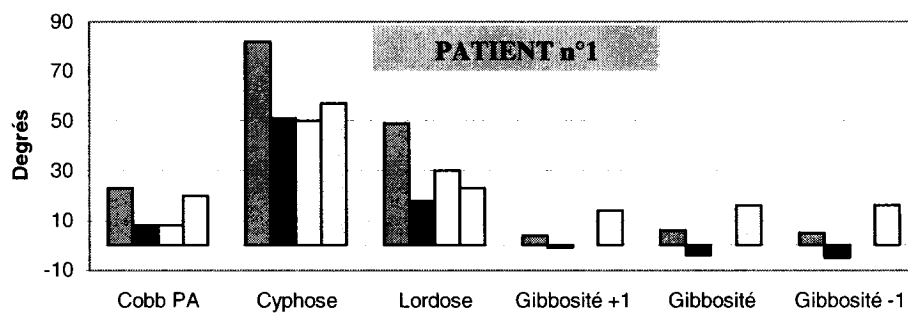
Tableau 3.3 : Forces totales dans les liaisons implant-vertèbre en fonction des conditions limites

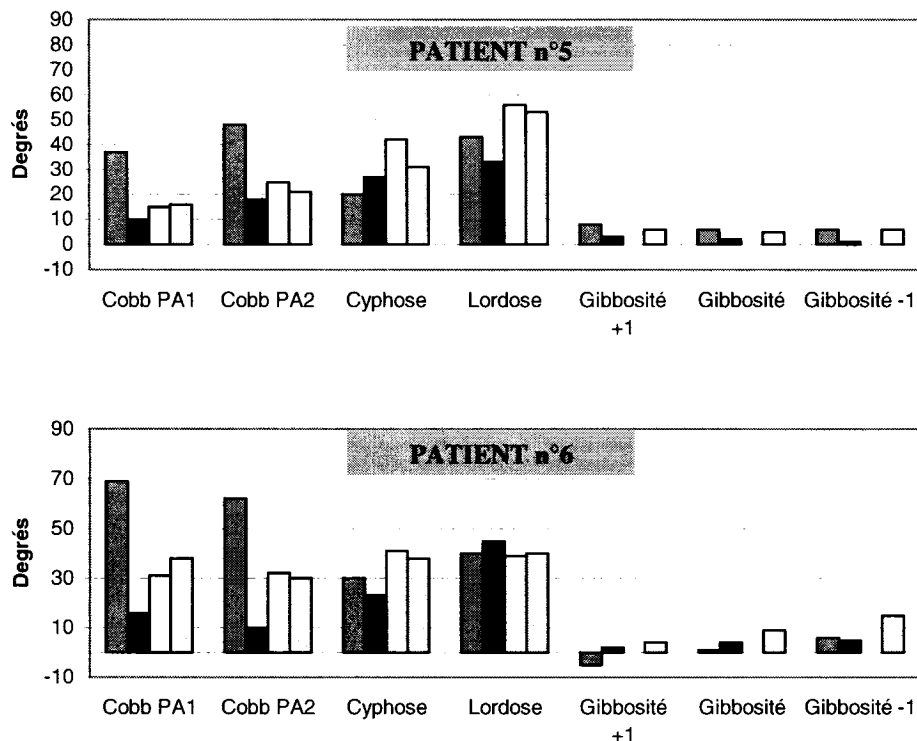
Conditions limites	Force latérale, Fx(N)	Force antéro-postérieure, Fy(N)	Force verticale, Fz(N)	Force totale (N)
B	106	112	20	155
C	117	117	19	166
D	118	117	19	167
E	124	116	20	170
F	118	119	21	168
G	122	115	15	168
I	122	114	15	167

3.4. Évaluation des corrections géométriques des simulations de chirurgie

Étant donné la non-homogénéité des courbures des patients, il a été choisi de présenter chaque patient séparément plutôt que de rapporter les résultats sous forme statistique (Figure 3.16).

Pour chaque simulation sont présentés l'angle de Cobb PA, la cyphose, la lordose ainsi que la gibbosité à l'apex de la courbure et à ses niveaux sus et sous-jacents (respectivement nommés « Gibbosité+1 » et « Gibbosité-1 »). Ces indices cliniques ont été mesurés pour le pré-opératoire, le post-opératoire issu de la chirurgie, le modèle du rachis seul lors d'une simulation et le modèle complet lors d'une simulation.





■ Pré-opératoire ■ Post-opératoire (chirurgie) □ Rachis seul (simulation) □ Modèle complet (simulation)

Figure 3.16 : Indices géométriques des simulations de chirurgie

Globalement, on constate une sous-correction du segment thoracique du rachis d'environ 15% avec le modèle de la cage thoracique par rapport au modèle du rachis seul. En revanche, les segments lombaires des patients n°5 et 6 ont subi une correction plus importante avec le modèle complet d'environ 5% par rapport au modèle du rachis seul.

Dans le plan sagittal, une sur-correction de la lordose est observée pour les patients n°1, 3 et 5 comparativement aux résultats avec le rachis seul tandis qu'aucune

différence n'apparaît pour les patients n°2, 4 et 6. Concernant la cyphose, on constate une sur-correction pour les patients n°2, 4, 5 et 6 par rapport aux résultats obtenus avec le modèle du rachis seul et une sous-correction pour les patients n°1 et 3.

Concernant le patient n°1, il a été instrumenté pour sa cyphose de 82°. On constate que le rachis dans le plan frontal est sous-corrigé en présence de la cage thoracique. En effet, sa correction passe de 23° à 20° alors qu'avec le rachis seul, elle passe de 23° à 8°. Dans le plan sagittal, aucune différence notable n'est observée. Les résultats sur la correction de la cage thoracique montrent qu'il y a eu une augmentation de 10° de la gibbosité à l'apex de la courbure ainsi qu'à ses niveaux sus et sous-jacents. L'amplitude et le sens de rotation de la cage thoracique sont différents entre les mesures post-opératoires réelles et les mesures post-opératoires simulées.

La courbure thoracique droite du patient n°2 a été corrigée de 73% lors de la simulation avec le rachis seul et de 58% lors de la simulation avec le thorax complet alors que les mesures post-opératoires réelles donnent une correction de 71%. Concernant la gibbosité, la figure 3.16 montre qu'il y a une augmentation de la gibbosité de 11° suite à la simulation de l'instrumentation alors que les mesures post-opératoires réelles indiquent une diminution de 2° de la gibbosité à l'apex de la courbure.

Pour le patient n°3, sa courbure thoracique droite de forte amplitude (angle de Cobb : 77°) a été sous-corrigée avec le rachis seul (angle de Cobb : 21°), de même qu'en présence de la cage thoracique (angle de Cobb : 28°) mais avec une différence plus importante par rapport au post-opératoire réel (angle de Cobb : 16°). Une augmentation

de la gibbosité de 10° a été trouvée lors de la simulation tout comme les mesures post-opératoires réelles.

Le patient n°4 a la particularité d'avoir une courbure thoracique gauche. Le rachis de ce patient est sous-corrigé dans le plan frontal de 56% avec le modèle du rachis seul et de 46% avec celui du thorax complet comparativement aux mesures post-opératoires réelles qui donnent une correction de 94%. Les résultats des simulations sont en adéquation avec les données post-opératoires réelles en ce qui concerne la correction du rachis dans le plan sagittal et la correction de la cage thoracique.

En ce qui concerne la correction de la courbure lombaire du patient n°5, on constate une amélioration de 22% de l'angle de Cobb grâce à la présence de la cage thoracique comparativement au modèle du rachis seul. La même observation est faite pour la cyphose où une différence inférieure à 15% entre le modèle complet et le post-opératoire réel a été trouvée alors que le modèle du rachis seul donnait une différence de 55%. L'amélioration concernant la lordose est moins significative. Les résultats de la simulation et du post-opératoire réel montrent une correction de la gibbosité, respectivement de 2° et de 6° .

Le patient n°6 présente une importante double courbure qui a été sous-corrigée de 51% avec le modèle du rachis seul et de 48% avec celui du thorax complet dans les segments thoracique et lombaire. Les données post-opératoires réelles ont donné une correction de 80%. Les résultats de la simulation et les données post-opératoires réelles montrent une augmentation de la gibbosité de ce patient, respectivement de 3° et 8° à l'apex de la courbure.

3.5. Efforts générés sur un rachis instrumenté

Les forces totales dans les liaisons implant-vertèbre sont présentées pour chaque patient au tableau 3.3. On remarque une augmentation des efforts de 5% et 26% respectivement pour les patients 1 et 5 avec le modèle du thorax complet. En revanche, pour le patient 4, la cage thoracique provoque une diminution de 22% des efforts dans les liaisons implant-vertèbre. La présence de la cage thoracique n'influe pas les efforts générés dans les liaisons implant-vertèbre pour les patients 2, 3 et 6.

Tableau 3.4 : Forces totales dans les liaisons implant-vertèbre

Patient	Force totale (N)		Écart (%)
	Rachis seul (simulation)	Modèle complet (simulation)	
1	497	525	5%
2	170	166	-2%
3	580	575	-1%
4	377	293	-22%
5	249	314	26%
6	907	901	-1%

L'analyse détaillée des forces dans les différentes directions présentée à la figure 3.17 montre que les forces verticales ne sont pas influencées par la présence de la cage thoracique. En revanche, les forces antéro-postérieures sont en moyenne plus élevées de 22N comparativement aux efforts mesurés pour le modèle du rachis seul sauf pour le patient n°6. La présence de la cage thoracique provoque une augmentation ou une diminution des forces latérales de 8N à 86N.

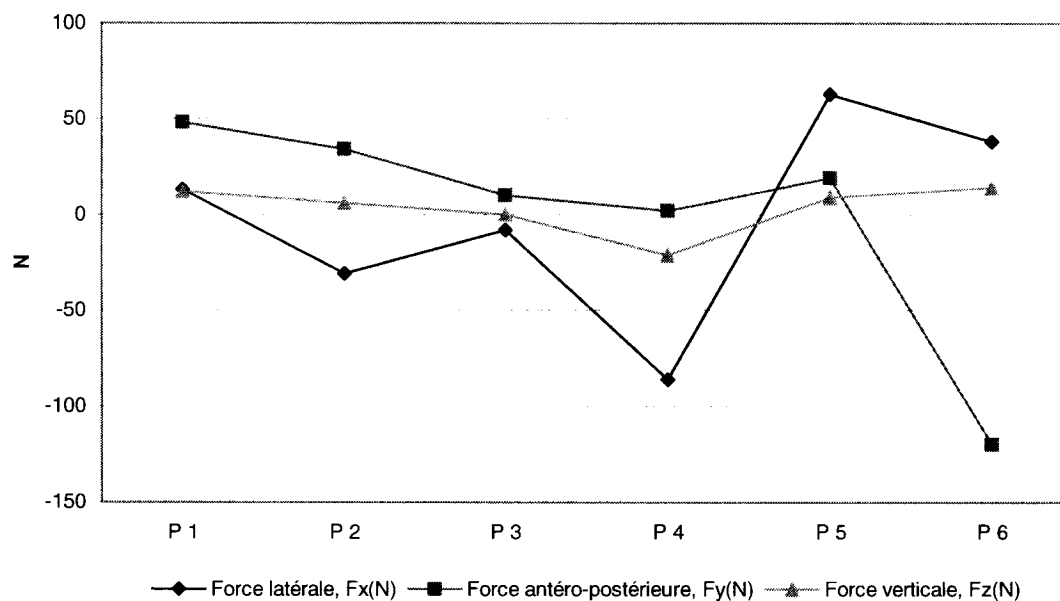


Figure 3.17: Différences entre les efforts moyens dans les liaisons implant-vertèbre avec le modèle du thorax complet et celui du rachis seul pour chaque patient

3.6. Études de sensibilité des paramètres de simulation

Les indices de type clinique mesurant la correction du rachis et de la cage thoracique ont été mesurés pour chaque étude de sensibilité et ont ainsi pu être comparés aux résultats issus de la simulation générique et du post-opératoire réel (Figure 3.18).

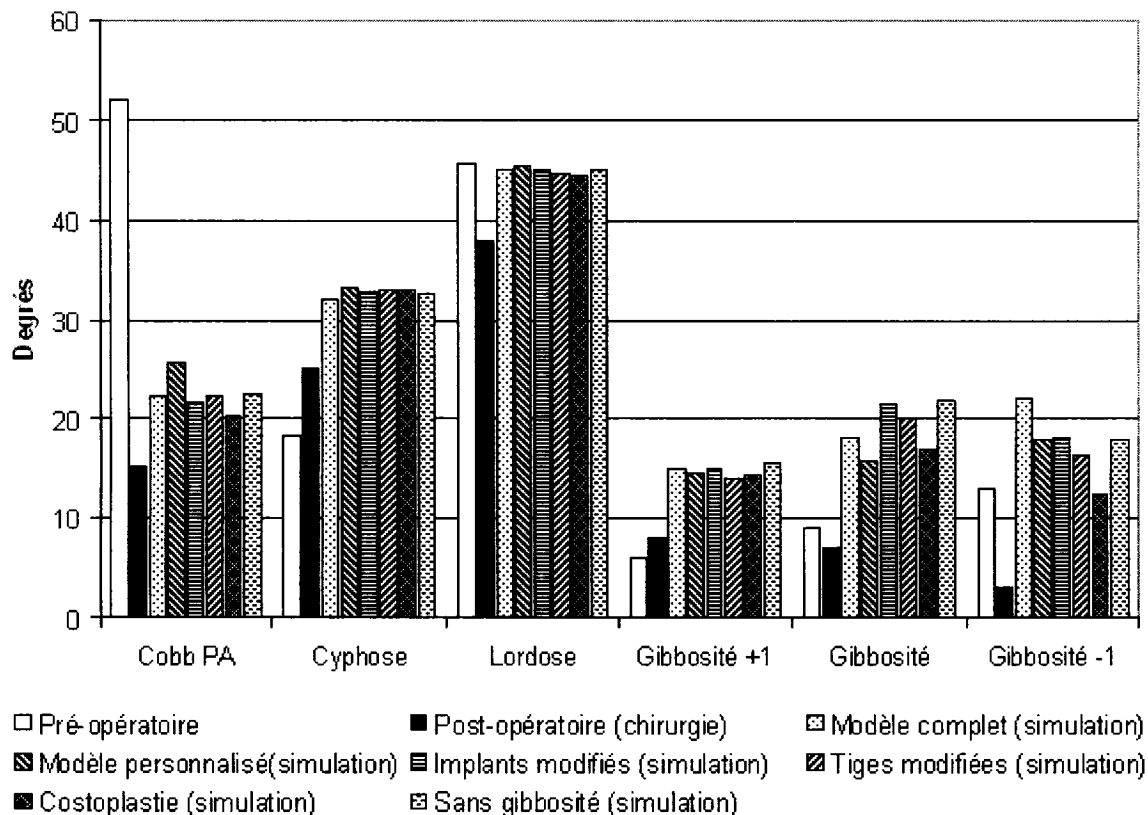


Figure 3.18 : Influence des paramètres de simulation sur les corrections du rachis et de la cage thoracique pour le patient n°2

Suite à la personnalisation des propriétés mécaniques du rachis, les mesures concernant la correction de la colonne vertébrale dans le plan frontal se sont éloignées de 3° comparativement à la simulation générique. Quant à la correction de la gibbosité, un rapprochement de 2° par rapport aux résultats post-opératoires réels a été observé grâce à la personnalisation des propriétés mécaniques du rachis.

L'étude de sensibilité menée sur l'influence de l'orientation des implants n'a pas montré de différences sur la correction du rachis dans les plans frontal et sagittal entre la

simulation ainsi réalisée et la simulation générique. La correction de la gibbosité a été augmentée de 4° à son apex et diminuée de 5° à son niveau sous-jacent comparativement à la simulation générique.

De même que pour les modifications concernant l'orientation des implants, la forme des tiges n'a pas influencé les corrections du rachis dans les plans frontal et sagittal. Par contre, une augmentation de 2° de la gibbosité à l'apex de la courbure et une diminution de 6° à son niveau sous-jacent ont été observées par rapport aux résultats issus de la simulation générique.

Une diminution de 10% de l'angle de Cobb a été trouvée suite à une costoplastie comparativement à l'angle de Cobb avec la simulation générique. La géométrie dans le plan sagittal n'a pas été affectée. Une diminution de la gibbosité de 10° au niveau sous-jacent de l'apex de la courbure est observée.

Aucune différence dans la correction du rachis n'apparaît suite au retrait de la force appliquée sur la gibbosité de la cage thoracique. En revanche, une augmentation de la gibbosité de 4° à l'apex de la courbure apparaît lorsque la force sur la gibbosité est retirée de la simulation.

CHAPITRE 4. DISCUSSION

Sont présentées dans ce chapitre une analyse des résultats obtenus et une discussion des travaux réalisés.

4.1. Modélisation de la cage thoracique

La modélisation de la cage thoracique a fait l'objet d'un travail minutieux et d'une validation rigoureuse afin de représenter au mieux le comportement du thorax.

Concernant l'évaluation des propriétés mécaniques des côtes, des cartilages costaux et des articulations costo-vertébrales, les résultats sont satisfaisants dans la mesure où ils sont généralement compris dans les plages de données expérimentales.

Les simulations d'inflexion du modèle du rachis isolé et de la cage thoracique sans les ligaments intercostaux ni le sternum viennent confirmer les résultats sur les unités fonctionnelles et l'étude expérimentale de Aubin (1995) montrant que les côtes n'influençaient pas le comportement intervertébral. Le fait d'avoir choisi des matrices générales de raideur dans la modélisation des ligaments CVCT a permis de représenter de façon réaliste le comportement multi-linéaire de cette articulation. En effet, l'étude expérimentale de Lemosse et coll. (1998) a montré le comportement non-linéaire de l'articulation CVCT. À la différence d'une modélisation des ligaments CVCT par des

éléments « Poutre », aucune influence de l'articulation costo-vertébrale sur le comportement intervertébral n'est observée. Gignac (1998) avait obtenu le même résultat en utilisant la méthode des éléments finis.

Le travail réalisé sur l'effet rigidificateur de la cage thoracique a donné des résultats montrant l'importance des ligaments intercostaux dans la rigidification du comportement du rachis. Mais le fait de retirer les ligaments avec le sternum diminue encore plus la rigidification en flexion/extension et en torsion. Le modèle d'Andriacchi (1974) montrait quant à lui que le sternum était le principal facteur de rigidification du comportement du thorax, les ligaments intercostaux n'influençant pas le comportement du rachis. Aucune donnée expérimentale n'existe sur la rigidité des ligaments intercostaux comparativement à celle du sternum ce qui justifie les différentes modélisations des ligaments intercostaux entre les 2 modèles et donc les conclusions tirées de ce travail et celles d'Andriacchi. En revanche, que ce soit pour ce modèle ou celui d'Andriacchi, les mesures des raideurs relatives confirment l'effet rigidificateur de la cage thoracique puisque cette rigidification s'étend sur tout le segment T1-T12 pour les 2 modèles.

4.2. Les conditions limites imposées au modèle

Dans ce projet, différents éléments ont été pris en compte afin de choisir les conditions limites optimales du modèle. Ces éléments sont la précision des corrections obtenues tant pour le rachis que pour la cage thoracique et le réalisme que celles-ci

apportent vis-à-vis de la position du patient sur la table d'opération durant la chirurgie. Les contraintes imposées par le bassin, le rôle des coussinets sur la cage thoracique et la tête ont donc été modélisées afin de représenter au mieux les mouvements physiologiques possibles.

Ce choix de conditions limites a aussi été dicté en fonction de la capacité du modèle à converger. En effet, si trop de degrés de liberté sont laissés au modèle par rapport au nombre d'équations de contraintes, le solveur d'ADAMS ne trouvera pas de configuration d'équilibre au système d'équations. C'est pour cette raison que la condition limite B utilisée par Stirbu (2004) et Luce (2004) n'a été pas été choisie. Le fait que la cage thoracique ne soit pas contrainte la laissait libre de se déplacer avec de fortes amplitudes. La condition limite choisie pour les simulations est l'une des moins contraignantes car l'action des coussinets sur la cage thoracique est représentée par un blocage dans une seule direction. Les autres conditions limites comme, par exemple, la fixation des 6 degrés de liberté du sternum, donnaient des résultats qui s'éloignaient des données post-opératoires réelles notamment avec l'angle de Cobb.

Il est donc préférable de trouver un compromis entre contraintes à imposer au modèle et précision souhaitée pour les corrections du rachis et de la cage thoracique; ces deux concepts étant intimement liés comme en témoigne l'étude de sensibilité réalisée au cours de ce projet. Les efforts générés dans les liaisons implant-vertèbre ne sont pas à prendre en compte dans le choix des conditions limites puisque les résultats ont montré une différence maximale de 15N dans les forces totales des liaisons implant-vertèbre à

partir des différentes conditions limites. Cet écart est peu significatif puisque cela ne représente que 8% des forces totales générées dans cette liaison.

4.3. Corrections géométriques suite à une chirurgie

Les erreurs géométriques pourraient expliquer en partie les écarts rencontrés entre les résultats de la chirurgie post-opératoire réelle et ceux de la simulation avec le modèle du thorax au complet. Ces erreurs peuvent être issues de la reconstruction 3D. En effet, concernant les erreurs de précision sur les indices cliniques du rachis, Delorme et coll. (2003) ont reporté une erreur de 0.4 degré et 1.7 degrés pour l'angle de Cobb respectivement pour les segments thoracique et lombaire. Les erreurs se référant aux calculs de la cyphose et de la lordose sont respectivement de 2.4 degrés et 4.3 degrés. L'erreur sur la gibbosité mesurant la déformation de la cage thoracique est de 3.4 degrés. De plus, aucune validation concernant la reconstruction tridimensionnelle de la cage thoracique n'a été réalisée contrairement à celle du rachis (Delorme et coll., 2003). Les principales erreurs rencontrées lors de la reconstruction de la cage thoracique proviennent généralement des 2 premières paires costales beaucoup plus petites que les côtes sous-jacentes et donc plus difficiles à numériser. Cela peut également venir des scolioses à forte amplitude qui provoquent un rapprochement des côtes du côté concave de la courbure. Ce tassement des côtes entraîne une difficulté supplémentaire dans la lisibilité et la numérisation des 11 points par côte, particulièrement sur la radiographie latérale. Les résultats de Stokes et coll. (1993) ont montré qu'il pouvait y avoir des

écarts de 5 degrés sur la reproductibilité des mesures de l'angle de Cobb sur des radiographies. Un écart supérieur à 5 degrés sera donc considéré comme significatif concernant la mesure de l'angle de Cobb. Il est à rappeler que la tête costale et la tubérosité de chaque côte ont été corrigées géométriquement dans un souci de réalisme ce qui influe sur le réalisme du comportement des joints CVCT. Or, Aubin (1995) a montré que c'étaient ces articulations qui transmettaient les efforts du rachis à la cage thoracique et, inversement, de la cage thoracique au rachis. L'influence de ces corrections géométriques n'a pas été évaluée. En effet, il est difficile de mesurer l'apport de ces corrections d'un point de vue mécanique puisque le fait de corriger la position et l'orientation des markers des matrices générales modélisant les articulations CVCT modifie le travail de ces liaisons. Si, par exemple, avec l'apport des corrections géométriques, les matrices générales travaillent en traction, il se peut très bien que, sans ces corrections, celles-ci travaillent selon un cisaillement transversal. Le comportement mécanique de ces articulations n'aurait ainsi plus aucun sens et l'aspect réaliste de la « mécanique » de la chirurgie serait erroné. Celle-ci ne pourrait être comparée à la simulation de la chirurgie avec les corrections géométriques apportées. Cependant, ces modifications géométriques ne doivent pas être oubliées dans l'évaluation de la validation du modèle car elles ont probablement un impact non négligeable aussi bien sur la biomécanique du comportement du tronc que sur la géométrie du modèle. Ainsi, une erreur de mesure de la gibbosité du modèle ainsi corrigé peut être estimée à environ 5 ± 2 degrés. Pour cette raison, il a été difficile dans ce projet d'évaluer la correction de la gibbosité suite à une simulation d'instrumentation du rachis.

Les résultats des simulations de chirurgie ont montré que la cage thoracique avait un effet rigidificateur et réducteur de la correction du rachis dans le plan frontal, plus précisément dans le segment thoracique, d'environ 15% par rapport aux résultats donnés suite à une simulation avec le modèle du rachis seul. Ce pourcentage ne tient pas compte du patient n°1 où la simulation a donné un angle de Cobb très éloigné de l'angle de Cobb post-opératoire réel. La contrainte appliquée à la cage thoracique n'est sûrement pas adaptée à ce cas de chirurgie. En effet, ce patient n'a subi aucune manœuvre de dérotation. L'étape de l'attachement des tiges est la principale responsable de la correction de sa courbure scoliotique. Il aurait été plus approprié, pour ce patient, de ne contraindre que le rachis. La cage thoracique ne se déplacerait que très peu du fait de l'absence de dérotation de la tige. De plus, il y a eu un cintrage in-situ durant la chirurgie qui n'a pas été représenté durant la simulation, ce qui peut expliquer la sous-correction du rachis étant donné que le cintrage vient corriger davantage. Cette sous-correction du rachis dans le plan frontal a également été observée pour les autres patients. Les rapports de raideur calculés lors des simulations d'inflexion latérale, flexion, extension et torsion ont montré que la cage thoracique rigidifiait le comportement du rachis. Cet effet rigidificateur de la cage thoracique se ferait ainsi ressentir durant les déformations complexes que subit le rachis durant l'opération. Cependant, si la présence de la cage thoracique rigidifie le rachis dans le plan frontal, on aurait pu s'attendre à ce que les résultats avec le modèle du rachis seul donne une correction plus importante de la courbure du rachis dans le plan frontal par rapport aux données post-opératoires réelles. Ceci n'est pas observé pour les patients n°3, 4, 5, 6. Si on prend l'exemple du patient

n°3, l'angle de Cobb post-opératoire réel est de 16°. La simulation avec le modèle du rachis seul donne un angle de Cobb de 21° alors qu'on se serait attendu à obtenir un angle de Cobb légèrement inférieur à 16°. Ainsi, le fait de rajouter la cage thoracique à ce modèle aurait rigidifié le comportement du rachis ce qui aurait donné un angle de Cobb post-opératoire supérieur à celui obtenu avec le modèle du rachis seul. De plus, les simulations avec le modèle du rachis seul concernant le patient avec la courbure thoracique gauche et celui avec la scoliose la plus sévère, soient respectivement les patients n°4 et 6, présentent des corrections dans le plan frontal éloignées de ce que donnent les résultats de la chirurgie réelle. Cela montre les limites du modèle du rachis seul.

Dans le plan sagittal, les écarts géométriques entre les modèles du rachis seul et du thorax au complet (écart de 6° pour la cyphose; écart de 7° pour la lordose) sont plus faibles comparativement à ceux observés dans le plan frontal. L'influence de la cage thoracique se fait ainsi beaucoup moins sentir dans ce plan. Ceci vient du fait que la correction du rachis dans le plan sagittal est souvent beaucoup moins importante que celle dans le plan frontal.

Après simulations, les mesures de la gibbosité sont généralement en accord avec les données post-opératoires réelles. Il faut cependant prendre du recul concernant les données pré-opératoires et post-opératoires réelles de la cage thoracique. En effet, les reconstructions de la cage thoracique laissent encore la porte ouverte à de nombreuses améliorations. Il n'est pas possible de tirer de conclusion générale quant à la correction de la gibbosité suite à une instrumentation CDH du rachis. En effet, la simulation de la

chirurgie du patient n°3 présente une augmentation de la gibbosité alors que la simulation de la chirurgie du patient n°4 montre une correction de la gibbosité. Enfin, deux autres simulations, celles des patients n°5 et 6, ne modifient pas la gibbosité. Seuls les résultats de la gibbosité avec les patients n°1 et 2 sont en désaccord avec les données post-opératoires réelles où une augmentation de la gibbosité apparaît durant la simulation alors que les résultats réels donnent une correction de celle-ci. Les études de Labelle et coll. (1995), Willers et coll. (1996) à partir de reconstructions radiographiques et CT Scan ainsi que Delorme et coll. (2000) à partir de reconstructions radiographiques ont montré qu'une correction de la gibbosité d'environ 25% survenait suite à une instrumentation CDH du rachis. Les différences constatées entre ces études et ce projet peuvent s'expliquer par la modélisation de la cage thoracique adoptée dans ce projet. En effet, le rôle des ligaments intercostaux est encore à étudier. Il a été montré dans le travail réalisé sur l'effet rigidificateur de la cage thoracique qu'ils jouaient un rôle important. Les ligaments ne travaillent qu'en traction et pas en compression. Or, ils ont été modélisés par des ressorts qui agissent aussi en compression. Une modélisation plus adaptée de ces ligaments intercostaux pourrait modifier le comportement de la cage thoracique durant une instrumentation du rachis. De plus, l'évaluation des propriétés mécaniques des éléments composant la cage thoracique s'est basée sur des études expérimentales toutes réalisées sur des spécimens cadavériques adultes. Il est donc fort probable que les propriétés mécaniques des modèles utilisés dans ce projet soient plus souples étant donné que les patients opérés sont tous des adolescents « vivants ». Il est à noter que l'étude de Krismer et coll. (1992) a montré que la gibbosité augmentait de

31% après une instrumentation CDH même si de nos jours, la plupart des cliniciens s'accordent à dire que cette instrumentation tend à corriger en partie la déformation de la cage thoracique.

4.4. Efforts induits lors des chirurgies

Les efforts au niveau des liaisons implant-vertèbre sont en moyenne de 460N que ce soit pour le modèle du rachis seul ou le modèle du thorax complet. Ils sont du même ordre de grandeur que ceux mesurés par Stirbu (2004). Ils restent cependant très élevés puisque les efforts maximaux sont souvent supérieurs à la limite de 800N correspondant au bris des vertèbres mesurée par Teo et coll. (2001).

Concernant le modèle du thorax au complet, les efforts les plus élevés correspondent aux patients ayant les amplitudes de courbure initiale les plus importantes dans les plans frontal et sagittal. En effet, le patient n°6 (CobbPA1 : 69°, CobbPA2 : 62°), le patient n°3 (CobbPA : 77°) et le patient n°1 (Cyphose : 82°) ont, respectivement, des efforts moyens de 901N, 575N et 525N. Ceci vient confirmer les résultats de Stirbu (2004) qui avaient ses efforts les plus élevés avec le patient ayant la plus grande scoliose.

Les amplitudes de correction les plus importantes dans le plan frontal sont celles des patients n°6 et n°3. Ces patients sont ceux ayant les efforts dans les liaisons implant-vertèbre les plus élevés.

Dans le plan sagittal, les patients ayant les plus faibles amplitudes de courbure initiale génèrent les efforts les plus faibles au niveau des liaisons implant-vertèbre. Ce sont les patients n°2 (Cyphose : 18°, Lordose : 45°), n°4 (Cyphose : 25°, Lordose : 28°) et n°5 (Cyphose : 20°, Lordose : 43°). En revanche, Stirbu (2004) avait quant à lui les efforts les plus faibles avec le patient ayant la plus faible scoliose, soit la plus faible amplitude de courbure initiale dans le plan frontal.

En ce qui concerne l'amplitude de correction des courbures dans le plan sagittal, plus celle-ci est importante, plus les efforts implant-vertèbre sont importants; de même, pour les amplitudes de correction les plus faibles qui correspondent aux efforts les plus faibles. Stirbu (2004) n'avait trouvé aucune relation entre les amplitudes de correction dans le plan sagittal et les efforts implant-vertèbre.

Un élément dont il faut tenir compte dans l'interprétation de ces résultats est la position des implants. En effet, Petit (2002), Aubin et coll. (2003) ainsi que Stirbu (2004) ont montré qu'une modification de la position des implants pouvait générer des réductions de 12% allant jusqu'à 50% des efforts entre l'implant et la vertèbre.

4.5. Paramètres de simulation du modèle

Tout comme les résultats de Petit (2002) et Luce (2004), le fait d'avoir personnalisé les propriétés mécaniques du rachis n'a pas eu d'influence significative sur la correction du rachis que ce soit dans les plans frontal que sagittal. Comme le suggérait Petit (2002), il serait intéressant d'approfondir cette idée en évaluant également la

flexibilité du rachis dans les plans sagittal et transverse. Des tests en traction et compression du rachis pourraient aussi fournir d'autres données utiles à la personnalisation mécanique. Ces données pourraient servir à personnaliser les propriétés mécaniques du modèle du rachis dans un plan autre que le plan frontal. Cependant, il serait utile de personnaliser ces propriétés mécaniques du rachis en présence du modèle complet, soit avec la cage thoracique. En effet, l'étude menée sur l'effet rigidificateur du rachis a montré que la cage thoracique influait de façon non négligeable lors des différentes sollicitations du rachis. En ce qui concerne la correction de la gibbosité, une légère diminution de 2° a été observée mais sans différence significative. Ceci peut s'expliquer par le fait que la personnalisation des propriétés mécaniques s'applique au rachis et non à la cage thoracique. Il serait intéressant d'approfondir cette étude à partir de patients scoliotiques ayant des gibbosités importantes. En effet, cette étude a été réalisée sur un patient ayant une gibbosité de 9°. L'influence de la personnalisation des propriétés mécaniques du rachis pourrait se faire plus sentir.

Concernant l'influence de l'orientation des implants ou de la forme des tiges sur la correction du rachis, aucune différence n'est apparue. En revanche, suivant l'orientation des implants, la rotation de la tige est différente et entraîne donc les côtes proches des implants modifiés comme tendent à le montrer les résultats faisant suite à l'étude de sensibilité menée. Une étude de l'influence du type d'implants (crochets pédiculaires, crochets supra-laminaires, crochets infra-laminaires, vis multi-axiales ou uniaxiales) sur la correction de la cage thoracique serait intéressante et pourrait orienter le chirurgien dans le choix de ses implants. Le positionnement et l'orientation des

implants sont des paramètres difficiles à contrôler puisqu'ils sont fonction de la reconstruction géométrique des vertèbres instrumentées mais aussi de la numérisation des repères correspondant aux implants d'où cette étude de sensibilité. Le travail réalisé sur la forme des tiges aboutit à la même conclusion quant à la correction de la cage thoracique. Cette étude montre ainsi que les cintrages in-situ des tiges durant la chirurgie influencent la gibbosité.

L'ajout dans la simulation d'une costoplastie a montré que cette étape provoquait une correction du rachis de 10% comparativement à la simulation sans costoplastie. Cet effet est également observé sur la cage thoracique ce qui se traduit par une diminution moyenne de la gibbosité d'environ 14%. Ceci est sans doute dû au relâchement généré lors de la section des côtes. En effet, durant la chirurgie, une énergie est emmagasinée par le rachis et la cage thoracique. Le fait de leur donner la possibilité de se « détendre » provoque une « libération » de cette énergie d'où une diminution des déformations.

La force appliquée sur la gibbosité durant la dérotation serait également à prendre en compte durant la simulation puisque le retrait de celle-ci a provoqué une importante augmentation de la gibbosité à l'apex de la courbure de 21%. Ceci peut s'expliquer par le fait que la cage thoracique a tendance à basculer durant la dérotation. Le réalisme des simulations serait donc amélioré en tenant compte de cette étape.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

L'objectif global de ce projet était de développer et valider un modèle biomécanique par multi-corps flexibles de la cage thoracique, puis de l'intégrer à un modèle existant du rachis afin de simuler une instrumentation Cotrel-Dubousset Horizon. L'objectif second était d'évaluer l'effet de la cage thoracique sur une instrumentation Cotrel-Dubousset Horizon d'un rachis scoliotique.

Ce projet a abouti à un modèle multi-corps flexibles détaillé de la cage thoracique dont la géométrie est personnalisée au patient et dont les propriétés mécaniques de ses différents éléments ont été évaluées. Une validation préliminaire concluante de ce modèle de la cage thoracique a été de le solliciter par des tests de compression qui ont donné des résultats en accord avec les données expérimentales. Puis, une comparaison entre ce modèle et les modèles biomécaniques existants tels que ceux d'Andriacchi (1974), Closkey (1992) et Aubin (1995) a montré le réalisme et la conformité de celui-ci. Les différentes simulations des tests de flexion du rachis associé à la cage thoracique ont permis de confirmer et de quantifier l'effet rigidificateur de la cage thoracique sur le comportement du rachis.

La seconde partie de ce travail a consisté à valider le modèle en simulant six cas de chirurgie dont les résultats post-opératoires ont été généralement semblables avec les

données post-opératoires réelles. Ainsi, les simulations ont montré que la présence de la cage thoracique rigidifiait le rachis d'environ 15% dans le plan frontal selon l'angle de Cobb dans le segment thoracique mais aucune différence significative dans le plan sagittal.

Une des limites du modèle vient des propriétés mécaniques du rachis puisque 4 simulations de chirurgie sur 6, à partir du modèle du rachis seul, ont donné une correction du rachis dans le plan frontal éloignée des données post-opératoires réelles. Le modèle complet n'a en revanche pas permis de confirmer que l'instrumentation CDH corrigeait significativement la gibbosité. Une étude menée sur un nombre de cas de chirurgie plus conséquent pourrait répondre à cette question. Il est à noter que la correction de la cage thoracique est beaucoup plus sensible aux variations des paramètres de simulation que ne l'est la correction du rachis. De plus, si les résultats obtenus sur la correction de la gibbosité ne correspondent pas dans tous les cas à la réalité, cela peut également venir de la reconstruction stéréo-radiographique de la cage thoracique.

La réalisation de ce projet a montré la faisabilité d'une simulation de chirurgie à partir d'un modèle complet du thorax. Cependant, voici quelques recommandations utiles aux travaux futurs qui viendraient affiner ce modèle :

- 1) Améliorer la modélisation des ligaments intercostaux en utilisant d'autres éléments disponibles dans la bibliothèque d'ADAMS. L'ajustement des

propriétés mécaniques d'une matrice générale permettrait de ne tenir compte que de la traction des ligaments et pas de la compression de ceux-ci.

- 2) Améliorer, voire automatiser, la reconstruction stéréo-radiographique des côtes à partir d'un nouvel objet de calibrage ou de nouvelles techniques d'imagerie médicale.
- 3) Personnaliser les propriétés mécaniques du rachis à chaque niveau vertébral à partir de tests d'inflexion latérale, flexion en avant, extension et torsion. Des tests en traction et compression seraient aussi utiles afin de compléter au mieux les paramètres des matrices générales de raideur représentant les disques intervertébraux.
- 4) Incorporer au présent modèle les muscles et le bassin afin d'obtenir une représentation plus réaliste du comportement mécanique du tronc et modéliser ainsi les liaisons entre le bassin et la cage thoracique.
- 5) Tenir compte de la correction de la courbure du rachis lorsque le patient est positionné sur la table d'opération et introduire une étape durant la simulation de la chirurgie représentant le cintrage in-situ des tiges.

Ce travail de modélisation de la cage thoracique va pouvoir être incorporé au modèle du rachis utilisé dans un simulateur de chirurgie développé actuellement en partenariat avec l'entreprise Medtronic Sofamor-Danek. Ce simulateur deviendra un outil d'aide au chirurgien car il permettra de tester différents plannings de chirurgie et d'évaluer la correction du tronc.

RÉFÉRENCES

- AGOSTONI, E., MOGNONI, P., TORRI, G., MISEROCCHI, G. 1966. "Forces deforming the rib cage". *Respir Physiol.* 2:1. 105-17.
- ANDRIACCHI, T., SCHULTZ, A., BELYTSCHKO, T., GALANTE, J. 1974. "A model for studies of mechanical interactions between the human spine and rib cage". *J Biomech.* 7:6. 497-507.
- AUBIN, C.-E. 1995. *Rôle biomécanique de la cage thoracique dans le traitement de la scoliose par orthèse*. 436 p. Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal, Département de Génie Mécanique.
- AUBIN, C.E., DANSEREAU, J., DE GUISE, J.A., LABELLE, H. 1997. "Clinical analysis of coupling mechanisms between the scoliotic spine and rib cage involved in orthotic treatments". *Research into Spinal Deformities I*. IOS Press. P. 251-254.
- AUBIN, C.E., DANSEREAU, J., LABELLE, H. 1992. "Incorporation of costo-vertebral joints modelisation into a personalized finite element model of the scoliotic spine: application for simulation of boston brace correction". *International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities*. Gustav Fisher Verlag. P. 400-407.
- AUBIN, C.E., DESCRIMES J.L., DANSEREAU J, SKALLI W, LABELLE H., LAVASTE F. 1995. "Modelling of facet joints in a global finite element model of the spine: geometrical aspects, Threedimensional analysis of spinal deformities,". *Research into Spinal Deformities III*. IOS Press. P. 133-137.
- AUBIN, C.E., LOBEAU, D., LABELLE, H., GODILLON, A.P., LE BLANC, R., DANSEREAU, J. 1999. "Planes of maximum deformity in the scoliotic spine". *Research into Spinal Deformities II*. IOS Press. P. 45-48.
- AUBIN, C.E., PETIT, Y., STOKES, I.A., POULIN, F., GARDNER-MORSE, M., LABELLE, H. 2003 . "Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine". *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 6:1. 27-32.
- BELYTSCHKO, T.B., ANDRIACCHI, T.P., SCHULTZ, A.B., GALANTE, J.O. 1973. "Analog studies of forces in the human spine: computational techniques". *J Biomech.* 6:4. 361-71.
- CLOSKEY, R.F., SCHULTZ, A.B. 1993. "Rib cage deformities in scoliosis: spine morphology, rib cage stiffness, and tomography imaging". *J Orthop Res.* 11:5. 730-7.
- CLOSKEY, R.F., SCHULTZ, A.B., LUCHIES, C.W. 1992. "A model for studies of the

deformable rib cage". *J Biomech.* 25:5. 529-39.

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

COTREL, Y., DUBOUSSET, J. 1992 "*CD Instrumentation en chirurgie rachidienne*". Montpellier, France : Sauramps médical.

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

CUNDY, P.J., PATERSON, D.C., HILLIER, T.M., SUTHERLAND, A.D., STEPHEN, J.P., FOSTER, B.K. 1990. "Cotrel-Dubousset instrumentation and vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis". *J Bone Joint Surg Br.* 72:4. 670-4.

DANSEREAU, J., BEAUCHAMP, A., DE GUISE, J.A., LABELLE, H. 1990. "Three-dimensional reconstruction of the spine and the rib cage from stereoradiographic and imaging techniques". *16th Conference of the Canadian Society of Mechanical Engineering.* 2, P. 61-64.

DANSEREAU, J., STOKES, I.A. 1988. "Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage". *J Biomech.* 21:11. 893-901.

DELORME, S., 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.

DUKE, K., DANSEREAU, J., LABELLE, H., KOLLER, A., JONCAS, J., AUBIN, C.-E. 2002. "Study of patient positioning on a dynamic frame for scoliosis surgery". *Stud Health Technol Inform.* 91 : 144-8.

ECKER, M.L., BETZ, R.R., TRENT, P.S., MAHBOUBI, S., MESGARZADEH, M., BONAKDAPOUR, A. et al. 1988. "Computer tomography evaluation of Cotrel-Dubousset instrumentation in idiopathic scoliosis". *Spine.* 13 :10. 1141-4.

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

GIGNAC, D. 1998. *Optimisation du traitement de la scoliose par corsets.* 153 p. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal, Département de Génie Mécanique.

GRÉALOU, L. 2000. *Modélisation biomécanique d'interventions chirurgicales sur la*

cage thoracique pour le traitement des déformations scoliotiques. 246 p. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal, Département de Génie Mécanique.

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

KING, H.A., MOE, J.H., BRADFORD, D.S., WINTER, R.B. 1983. "The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis ". *J Bone Joint Surg [Am]*. 65:9. 1302-13.

KRISMER, M., BAUER, R., STERZINGER, W. 1992. "Scoliosis correction by Cotrel-Dubousset instrumentation. The effect of derotation and three dimensional correction". *Spine*. 17:8 Suppl. S263-9.

LAFAGE, V., DUBOUSSET J., LAVASTE F., SKALLI.W., 2002. "Finite element simulation of various strategies for CD correction". *Stud Health Technol Inform*. 91 : 428-32.

LE BORGNE, P. 1998. *Modélisation par éléments finis de la correction chirurgicale de la scoliose par instrumentation Cotrel-Dubousset*. 179 p. Thèse de doctorat, École Nationale Supérieure des Arts et Métiers

LEMOSSÉ, D., LE RUE, O., DIOP, A., SKALLI, W., MAREC, P., LAVASTE, F. 1998. "Characterization of the mechanical behaviour parameters of the costo- vertebral joint". *Eur Spine J*. 7:1. 16-23.

LENKE, L.G., BETZ, R.R., HARMS, J., BRIDWELL, K.H., CLEMENTS, D.H., LOWE, T.G. et al. 2001. "Adolescent Idiopathic Scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis". *J Bone Joint Surg Am*. 83:8. 1169-81.

LENKE, L.G., BRIDWELL, K.H., BALDUS, C., BLANKE, K., SCHOENECKER, P.L. 1993. "Ability of Cotrel-Dubousset instrumentation to preserve distal lumbar motion segments in adolescent idiopathic scoliosis". *J Spinal Disord*. 6 : 4. 339-50.

LOVETT, R.W. 1905. "The mechanism of the normal spine and its relation to scoliosis". *Boston Medical and Surgical Journal*. 153:13. 349-358.

LUCE, F. 2004. *Contribution à l'amélioration du réalisme d'un modèle multi-corps flexibles de chirurgie pour le traitement de la scoliose*. 116 p. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal, Mémoire de maîtrise.

MALTAIS, C. 1994. *Caractérisation des articulations costo-vertébrales et costo-transverses*. Projet de Fin d'Études, École Polytechnique de Montréal, Département de Génie Mécanique.

- NACHEMSON, A.L., PETERSON, L.E. 1995. "Effectiveness of treatment with a brace in girls who have adolescent idiopathic scoliosis. A prospective, controlled study based on data from the Brace Study of the Scoliosis Research Society". *J Bone Joint Surg Am.* 77:6. 815-22.
- NAHUM, A.M., GADD, C.W., SCHNEIDER, D.C., KROELL, C.K. 1970. "Deflection of the human thorax under sternal impact". *Inter. Auto. Safety Conf.*
- PANJABI, M.M., BRAND, R.A.Jr., WHITE, A.A. 1976. "Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine". *J Biomech.* 9:4. 185-92.
- PATRICK, L., KROELL, C., MERTZ, H. 1965. "Forces on the human body in simulated crashes". *Stapp Car Crash Conf.*
- PETIT, Y. 2002. *Analyse biomécanique de la flexibilité du rachis scoliotique pour la planification de l'instrumentation chirurgicale.* 197 p. Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal, Département de Génie Mécanique.
- PETIT, Y., AUBIN, C.E., 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.* 229 p. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal, Département de Génie Mécanique.
- ROBERTS, S.B., CHEN, P.H. 1970. "Elastostatic analysis of the human thoracic skeleton". *J Biomech.* 3:6. 527-45.
- ROBERTS, S.B., CHEN, P.H. 1972. "Global geometric characteristics of typical human ribs". *J Biomech.* 5:2. 191-201.
- ROLLAND, F. 2002. *Modélisation de la cage thoracique par l'approche multi-corps flexibles.* Projet de Fin d'Études, École Polytechnique de Montréal, Département de Génie Mécanique.
- ROUVIÈRE, H., DELMAS, A. 2002. *Anatomie humaine: descriptive, topographique et fonctionnelle.* Paris : Masson.
- SCHULTZ, A.B., BENSON, D.R., HIRSCH, C. 1974a. "Force-deformation properties of human costo-sternal and costo-vertebral articulations". *J Biomech.* 7:3. 311-318.
- SCHULTZ, A.B., BENSON, D.R., HIRSCH, C. 1974b. "Force-deformation properties of human ribs". *J Biomech.* 7:3. 303-9.

- SCHULTZ, A.B., GALANTE, J.O. 1970. "A mathematical model for the study of the mechanics of the human vertebral column". *J Biomech.* 3:4. 405-16.
- ST CYR, E. 1994. *Caractérisation et modélisation des articulations costo-vertébrales et costo-transverses*. Projet de Fin d'Études, École Polytechnique de Montréal, Département de Génie Mécanique.
- STEEL, H.H. 1983. "Rib resection and spine fusion in correction of convex deformity in scoliosis". *J Bone Joint Surg.* 65 : 405-16.
- STIRBU, R. 2004. *Modélisation multi-corps flexibles de chirurgies d'instrumentation du rachis scoliotique*. 94 p. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal, Département de Génie Mécanique.
- STOKES, I.A., LAIBLE, J.P. 1990. "Three-dimensional osseo-ligamentous model of the thorax representing initiation of scoliosis by asymmetric growth". *J Biomech.* 23:6. 589-95.
- STOKES, I.A.F., GARDNER-MORSE, M. 1995. "Simulation of surgical manoeuvres with C-D instrumentation". *Three Dimensional Analysis of Spinal Deformities*. IOS Press, Amsterdam. P. 377-380.
- SUNDARAM, S.H., FENG, C.C. 1977. "Finite element analysis in the human thorax". *J Biomech.* 10:8. 505-16.
- SUZUKI, N., INAMI, K., ONO, T., KOHNO, K., ASHER, M.A. 1999. "Analysis of Posterior Trunk Symmetry Index (POTSI) in Scoliosis". *Research Into Spinal Deformities*. 2:81-88.
- TAKASHIMA, S.T., SINGH, S.P., HADERSPECK, K.A., SCHULTZ, A.B. 1979. "A model for semi-quantitative studies of muscle actions ". *J Biomech.* 12:12. 929-39.
- VERNIEST, F. 2003. *Formalisation d'Actes Chirurgicaux de la Correction du Rachis Scoliotique: Application à leur Modélisation Mécanique par Approche Multi-corps*. 184p. Thèse de doctorat en génie mécanique, Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis.
- WILLERS, U., TRANSFELDT, E.E., HEDLUND, R. 1996. "The segmental effect of Cotrel-Dubousset instrumentation on vertebral rotation, rib hump and the thoracic cage in idiopathic scoliosis ". *Eur Spine J.* 5:6. 387-93.
- WHITE, A.A., PANJABI, M.M. 1978. *Clinical Biomechanics of the Spine*. Philadelphia : J. B. Lippincott Company.

ANNEXE A: Protocole pour l'acquisition de données de la chirurgie d'instrumentation du rachis par abord postérieur, en vue de la simulation de la chirurgie

Données préopératoires

1. Récupérer les radiographies PA-0°, PA-20°, LAT en position debout dans l'appareil de positionnement avec le système de calibrage. Il s'agit d'un protocole déjà existant;
2. Récupérer les radiographies en position couchée en inflexion latérale («bending») gauche et droite, avec la plaque de calibrage. Il s'agit d'un protocole déjà existant auquel il faut ajouter l'utilisation des objets de calibrage nommés.

Mesures peropératoires

Ces données sont nécessaires pour avoir des informations sur la forme des deux tiges utilisées dans l'instrumentation, sur le type et l'emplacement des implants utilisés et également sur les manœuvres d'instrumentation.

Matériel : trois papiers stériles (genre « bandes collantes »), un sac en plastique (non stérile) pour récupérer les trois papiers, la plaque de calibrage stérilisée.

1. Au moment de poser chaque implant, demander à l'assistant du chirurgien de noter sur un papier stérile le numéro de série de l'implant, la vertèbre instrumentée et

l'emplacement sur la vertèbre (lame ou pédicule ou apophyse; gauche ou droite; infra ou supra). Indiquer tout changement ultérieur des implants utilisés.

2. Après le cintrage de chaque tige, poser la tige sur un nouveau papier stérile et tracer le contour entier de la tige en gardant le crayon bien appuyé contre la tige. Indiquer l'extrémité de la tête et celle du bassin, et indiquer le côté du rachis où la tige sera posée (gauche ou droit). Les tiges sont normalement déformées en deux dimensions seulement. Cependant, si les tiges ont une forme tridimensionnelle prononcée*, le dessin ne peut représenter adéquatement leur géométrie. Si tel est le cas pour la première tige installée, il n'y a aucun autre moyen pour récupérer sa forme, et cette chirurgie ne pourra pas être simulée. Dans ce cas, il faut abandonner complètement ce protocole. Dans le cas de la deuxième tige installée, si elle ne peut être dessinée, sa forme sera récupérée à l'aide des radiographies peropératoires. Demander à l'assistant de noter (utiliser le papier avec les numéros de série des implants) l'ordre d'insertion de chaque tige dans les implants. Par exemple, des notes descriptives telles que : du bas vers le haut, du haut vers le bas, les extrémités de la tige en premier, tous en même temps, etc.

3. Prendre en note les situations suivantes lorsqu'elles se présentent : contraction ou distraction des implants le long de la tige de plus de 5mm, la forme finale de la tige installée est différente de celle du dessin de la tige. Prendre en note les manœuvres exécutées et leur ordre si elles diffèrent des étapes «communes»** d'installation du système d'instrumentation.

4. Faire les radiographies peropératoires PA-0° et LAT après la pose des implants et après la pose de la deuxième tige (avant ou après la pose des connecteurs DTT) en présence de la plaque de calibrage positionnée et orientée adéquatement (il s'agit d'un protocole déjà existant). Ajuster l'appareil de radiographie pour s'assurer que les tiges et tous les implants apparaissent de façon complète et visible dans la radiographie peropératoire (utiliser l'objet opaque dans la radiographie).
5. Mettre les papiers avec les formes des tiges et les différentes notes sur la chirurgie dans un sac en plastique non-stérile et indiquer avec une étiquette sur le sac le numéro du patient opéré et la date d'opération. Ce sac doit être récupéré par l'équipe de modélisation du laboratoire de recherche LMBCAO.

* Lorsque posée sur le morceau de papier la tige se soulève à au moins un endroit de plus de 5mm, i.e. que la tige a une forme tridimensionnelle prononcée.

** 1) Attachement complet de la première tige sur la concavité, 2) Manœuvre de rotation de 90 degrés de cette tige, 3) Serrage complet des écrous sur l'ensemble des implants attachés à la première tige, 4) Attachement complet de la seconde tige sur la convexité, 5) Serrage complet des écrous sur l'ensemble des implants attachés à la seconde tige.

Données postopératoires

Récupérer les radiographies PA-0°, PA-20°, LAT en position debout dans l'appareil de positionnement avec le système de calibrage. Il s'agit d'un protocole déjà existant.

ANNEXE B: Fiche d'obtention des données

NOM :
Prénom :

Date :
Type :

N° de dossier :
Matériel :

Matériel à gauche*	Ordre pose écrous (numéroter)	Matériel à droite*
-----	○ T1 ○	-----
-----	○ T2 ○	-----
-----	○ T3 ○	-----
-----	○ T4 ○	-----
-----	○ T5 ○	-----
-----	○ T6 ○	-----
-----	○ T7 ○	-----
-----	○ T8 ○	-----
-----	○ T9 ○	-----
-----	○ T10 ○	-----
-----	○ T11 ○	-----
-----	○ T12 ○	-----
-----	○ L1 ○	-----
-----	○ L2 ○	-----
-----	○ L3 ○	-----
-----	○ L4 ○	-----
-----	○ L5 ○	-----
-----	○ S1 ○	-----

DESSINER LES TIGES (après cintrage)

Installation des tiges

1) Côté (G ou D) : ☐		
Cintrage in situ** :	☐ Oui Niveaux :	☐ Non
Mise en place :	☐ Proximal → distal	
	☐ Distal → proximal	
	☐ Autre	
Compression** :	Préciser :	
	Distraction** :	
2) Côté (G ou D) : ☐		
Cintrage in situ** :	☐ Oui Niveaux :	☐ Non
Mise en place :	☐ Proximal → distal	
	☐ Distal → proximal	
	☐ Autre	
Compression** :	Préciser :	
	Distraction** :	
Dérotation (degrés) :	Tige (G ou D) : ☐	
DTT : ☐ Oui Niveaux :		☐ Non

* Préciser si vis ou crochet, numéro de modèle, longueur et diamètre pour les vis, multi-axiale ou non, décalé ou non pour les crochets et emplacement (pédiculaire, sus ou sous lamaire, transverse)

** Préciser entre quels niveaux