POLYPUBLIE
Polytechnique Montréal

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL
UNIVERSITÉ D'INGÉNIERIE

Titre: Title:	Étude biomécanique de l'effet immédiat et à long terme de chirurgies costales pour le traitement des scolioses
Auteur: Author:	Josée Carrier
Date:	2003
Type:	Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis
Référence: Citation:	Carrier, J. (2003). Étude biomécanique de l'effet immédiat et à long terme de chirurgies costales pour le traitement des scolioses [Master's thesis, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. https://publications.polymtl.ca/7237/

Document en libre accès dans PolyPublie
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: PolyPublie URL:	https://publications.polymtl.ca/7237/
Directeurs de recherche: Advisors:	Carl-Éric Aubin, & Hubert Labelle
Programme: Program:	Unspecified

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

https://publications.polymtl.ca

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE L'EFFET IMMÉDIAT ET À LONG TERME DE CHIRURGIES COSTALES POUR LE TRAITEMENT DES SCOLIOSES

JOSÉE CARRIER
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)
DÉCEMBRE 2003

© Josée Carrier, 2003.

National Library
of Canada

Acquisitions and
Bibliographic Services

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque nationale
du Canada

Acquisisitons et
services bibliographiques

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence
ISBN: 0-612-89188-7
Our file Notre référence
ISBN: 0-612-89188-7

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

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

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

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

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

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

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

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:

ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE L'EFFET IMMÉDIAT ET À LONG TERME DE CHIRURGIES COSTALES POUR LE TRAITEMENT DES SCOLIOSES

présenté par: CARRIER Josée

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

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

M. BUSCHMANN Michael, Ph.D., président

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

M. LABELLE Hubert, MD, membre et codirecteur de recherche

M. BAROUD Gamal, Ph.D., membre

À mon grand-père
pour sa ténacité
exemplaire

REMERCIEMENTS

Premièrement, je voudrais remercier mon directeur de recherche, le Dr Carl-Éric Aubin, professeur agrégé au département de génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal (ÉPM), de m'avoir proposé ce projet original et de m'avoir guidée tout au long de sa réalisation. J'ai apprécié l'autonomie qu'il m'a accordée et son ouverture d'esprit face à mes idées. Ses judicieux conseils et son enthousiasme ont grandement contribué à la réalisation de ce projet. Je tiens également à remercier mon codirecteur de recherche, le Dr Hubert Labelle, chirurgien-orthopédiste à l'Hôpital Ste-Justine (HSJ) et professeur au département de chirurgie de la Faculté de médecine de l'Université de Montréal, pour son apport clinique au projet.

J'aimerais également souligner la contribution du Dr Isabelle Villemure à mon projet. Ses explications et son support technique ont facilité mon initiation à la biomécanique et ont été précieux dans la continuation du projet. Je tiens également à remercier l'ensemble des étudiants et associés de recherche du Laboratoire Informatique de Scoliose 3D (LIS3D) et du Laboratoire de Modélisation Biomécanique et de Chirurgie Assistée par Ordinateur (LMBCAO). Je ne peux passer sous silence Yvan Petit et Marie Beauséjour dont l'aide et la disponibilité furent particulièrement appréciées dans la période de familiarisation du projet. Je remercie amicalement mes collègues Anne-Marie Huynh, Oana Claudia Ciolofan et Mélisa Tremblay pour leur soutien et les discussions partagées.

Finalement, je désire sincèrement remercier tous les membres de ma famille qui, par leurs encouragements et leur présence, m'ont permis de persévérer dans mes études. Je remercie plus spécialement mon copain Yannick Dupont pour sa générosité et son support quotidien.

Ce travail de recherche a été financé par l'Institut de recherche en santé du Canada (IRSC), le Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada (CRSNG), et le Programme des chaires de recherche du Canada.

RÉSUMÉ

La scoliose idiopathique est une déformation tridimensionnelle (3D) complexe de la colonne vertébrale et de la cage thoracique qui, dans les cas les plus sévères, est traitée par instrumentation et fusion osseuse du segment rachidien déformé. En présence d'une importante proéminence des côtes (gibbosité), l'option de thoracoplastie, une intervention chirurgicale cosmétique qui consiste à réséquer des segments de côtes, est considérée. Il est généralement reconnu que la scoliose progresse par un processus biomécanique autoentretenu dû au débalancement des charges appliquées sur la colonne vertébrale qui modulent la croissance des structures osseuses. Certains auteurs ont donc proposé que des interventions chirurgicales sur les côtes (résection, raccourcissement ou élongation) pourraient rétablir l'équilibre des forces transmises à la colonne vertébrale, et ainsi renverser ou ralentir la progression des déformations scoliotiques. Ces concepts chirurgicaux novateurs ont été testés dans des études expérimentales sur des animaux et dans quelques études cliniques. Ces chirurgies costales demeurent néanmoins des procédures très empiriques pour lesquelles il y a un grand nombre de variables à contrôler. Une étude biomécanique a été entreprise afin de clarifier les mécanismes d'action des raccourcissements et des élongations de côtes et pour investiguer l'influence des paramètres de l'intervention.

Ce présent projet fait suite à cette étude. Il comporte deux volets principaux dont le premier porte sur l'effet immédiat des chirurgies costales. Ce premier volet vise à développer une méthodologie permettant d'examiner plus en profondeur l'influence des paramètres de l'intervention et d'identifier les paramètres maximisant la correction des déformations scoliotiques. Le second volet du projet vise à développer une modélisation biomécanique permettant de simuler l'effet à long terme de ces procédures chirurgicales. Ainsi, la croissance et la modulation de la croissance des côtes et des vertèbres par les charges résultant de l'intervention chirurgicale doivent être modélisées.

Le modèle par éléments finis du tronc et la modélisation de raccourcissements et d'élongations de côtes développés conjointement à l'Hôpital Sainte-Justine et à l'École Polytechnique de Montréal ont été utilisés. La géométrie du tronc a été personnalisée, à l'aide d'une technique de reconstruction 3D développée à ces mêmes institutions, pour 6 patients présentant différents patrons de déformation. Les modèles construits ont été utilisés dans l'ensemble du projet.

Dans la première étape du projet, la simulation de chirurgies costales a été utilisée pour évaluer leur effet immédiat. Pour examiner l'influence des paramètres de l'intervention et pour identifier les configurations optimales, des fonctions objectifs ont servi à caractériser la correction associée à différents éléments de la déformation (géométriques) et à caractériser le potentiel de correction à long terme selon les charges transmises aux plateaux vertébraux (mécanique). Étant donné que les processus d'optimisation dans le contexte des modèles par éléments finis impliquent des temps de calcul élevés, une approche basée sur les plans d'expériences et les modèles d'approximation (technique d'interpolation) a été développée.

Dans la seconde partie du projet, une modélisation de la croissance et de la modulation de cette croissance basée sur des travaux antérieurs a été intégrée à la simulation de chirurgies costales. De plus, une modélisation de la relaxation de contraintes des ligaments a été développée afin de mieux représenter l'évolution dans le temps des charges induites par l'intervention. Ainsi, la modélisation biomécanique a permis de simuler l'effet des charges induites sur la croissance des structures osseuses, et donc l'évolution de la géométrie du tronc sur une période de 24 mois. Des simulations ont été effectuées avec les paramètres d'intervention optimaux identifiés pour les différentes fonctions objectifs dans la première étape du projet.

L'étude d'influence et d'optimisation des paramètres de l'intervention a démontré que les chirurgies costales entraînent généralement que de faibles modifications géométriques immédiates, mais que les fonctions objectifs géométriques varient tout de même en fonction des paramètres et du patient. Les variations étaient principalement dues aux changements au niveau de la gibbosité et de la rotation axiale des vertèbres. Un comportement très variable a également été observé pour la fonction objectif mécanique. Selon les paramètres de l'intervention, les charges induites sur les plateaux vertébraux pourraient accentuer ou agir contre la progression des déformations scoliotiques. Les interventions les plus susceptibles d'être bénéfiques à long terme sont les élongations sur la convexité de la courbure et les raccourcissements sur la concavité. L'étude a démontré qu'il n'existe pas de paramètres optimaux communs à l'ensemble des patients. Par contre, une étude incluant un plus grand nombre de sujets pourrait permettre de vérifier les tendances observées quant à l'existence de paramètres communs pour des types de déformation donnés.

Avec la modélisation biomécanique développée dans la seconde partie du projet, le potentiel de correction à long terme des interventions identifiées avec la fonction objectif mécanique a été confirmé. Pour les patients avec une courbure thoracique, une diminution additionnelle de l'amplitude de celle-ci a été observée. Une réduction des courbures scoliotiques a également été observée pour les interventions identifiées avec la fonction objectif géométrique mettant l'accent sur cet élément de la déformation. Cependant, une détérioration à long terme de la gibbosité à l'apex et de la rotation axiale de la vertèbre apicale a été constatée dans la majorité des simulations testées, et cela malgré que certaines interventions aient entraîné une correction initiale de ces déformations.

La faisabilité et la cohérence des outils développés ont été démontrées. Cependant, ceux-ci comportent des limites. En ce qui concerne la méthodologie développée pour l'étude d'influence et d'optimisation des paramètres d'intervention, la principale limite

réside au niveau de la précision des modèles d'approximation. Dans le second volet du projet, la principale limite de la modélisation développée est qu'elle permet seulement d'examiner la contribution des charges induites par la chirurgie costale. En effet, les charges résultant de la gravité et des forces musculaires n'ont pas été considérées. Une des principales difficultés rencontrées a été le manque de données sur lesquelles baser la modélisation. Ainsi, des études expérimentales devront être menées afin d'ajuster plus adéquatement les paramètres de modélisation, puis éventuellement de raffiner celle-ci.

Les outils développés ont permis d'investiguer l'effet immédiat et à long terme de concepts chirurgicaux novateurs qui ne peuvent autrement pas être testés directement sur des patients pour des raisons d'éthique évidentes. D'ailleurs, la difficulté de valider la modélisation biomécanique demeure la principale limite du projet. Des efforts devront donc être déployés avant de pouvoir l'utiliser comme outil de prédiction. À ce stade, les outils développés pourront être utilisés pour guider des études expérimentales sur des animaux permettant de valider les concepts de modélisation des chirurgies costales. Les raffinements futurs pourraient mener au développement de nouvelles voies de traitements pour les patients scoliotiques en période de croissance.

ABSTRACT

Idiopathic scoliosis is a complex three-dimensional (3D) deformity of the spine and the rib cage. In the case of a severe spinal curve, patients are generally treated by surgical instrumentation and fusion of the deformed spine segment. In front of significant rib cage deformity (rib hump), thoracoplasty, a cosmetic surgery that consists to resect rib segments, is an option. It is generally accepted that scoliosis progresses by a self-sustained biomechanical cycle due to unbalanced loading of the spine, which alters bone growth. Hence, some authors proposed that rib surgeries (resection, shortening or lengthening) could reestablish the force balance transmitted to the spine, and consequently reverse or slow down scoliotic deformation progression. These innovative surgical concepts were tested in experimental studies on animals and in a few clinical studies. However, these rib surgeries remain empirical procedures for which a large number of variables needs to be controlled. A biomechanical study was achieved in order to clarify the action mechanisms of the rib surgeries and to explore the influence of the surgery parameters.

The present project is a continuation of this study. It encloses two main parts with the first one concerned by the immediate effect of rib surgeries. This part aims at developing a method to examine more thoroughly the influence of the surgery parameters and to identify the parameters maximizing the correction of the scoliotic deformities. The second part of the project aims at developing a biomechanical modeling that will enable to simulate the long-term effect of rib surgeries. Consequently, bone growth and growth modulation by load resulting from the surgery must be represented in the model.

The finite element model of the trunk and the modeling of rib shortening and lengthening developed jointly at Ste-Justine Hospital and École Polytechnique de Montréal have been used. The trunk geometry has been personalized by a three-

dimensional reconstruction technique developed at the same institutions. Hence, personalized model were build for 6 patients presenting different patterns of trunk deformation and were used for the whole project.

In the first part of the project, the rib surgery simulation was employed to evaluate their immediate effect. To examine the rib surgery parameters influence and to identify the optimal configurations, objective functions were used to characterize the correction associated with different elements of the deformation (geometric) and to characterize the potential of long-term correction based on the loads transmitted to the vertebral end-plates (mechanical). Since optimization problems in the context of finite element modeling involve high computational costs, an approach based on experimental designs and approximation models (interpolation technique) was developed.

In the second part of the project, a modeling of bone growth and growth modulation based on previous works was integrated to the rib shortening or lengthening simulation. Further more, a modeling of the ligaments stress relaxation was developed to represent more adequately the evolution in time of the loads induced by the rib surgery. Hence, the biomechanical modeling permitted to simulate the effect of the loads induced on bone growth in length and consequently, the evolution of the trunk geometry on a 24 month period. Simulations were achieved with the optimal parameters identified for the different objective functions in the first part of the project.

The study of influence and optimization of the surgery parameters demonstrated that rib surgeries produce generally slight immediate geometric modifications, but that the geometric objective functions still vary greatly according to the parameters and the patient. The deformation elements mainly responsible for this variation were the rib hump and the axial rotation of vertebrae. A variable behavior was also observed for the mechanical objective function. According to the surgery parameters, the loads induced on the vertebral end-plates could enhance or act against the progression of the scoliotic

deformities. The surgeries that presented the most potential were rib lengthening on the convexity of the spinal curve or rib shortening on the concavity. The study showed that no optimal parameters common to all patients exist. However, a future study including more subjects could confirm the trends observed and could allow identifying common parameters for given types of deformation.

With the biomechanical modeling developed in the second part of the project, the potential of long-term correction was confirmed. For patients with a thoracic spinal curve, a further decrease of the curve magnitude was observed. A decrease of the scoliotic curves was also observed for surgery identified with the geometric objective function according more importance to this aspect of the deformation. However, a long-term worsening of the rib hump and vertebral axial rotation at the apex was noticed in the majority of the tested simulations, even though some of the interventions produced initial correction of these deformations.

The feasibility and the coherence of the developed tools were demonstrated. However, they present some limits. The major limit of the method developed for the study of influence and optimization of the rib surgery parameters lies at the level of the approximation model accuracy. In the second part of the project, the main limit of the developed modeling is that it only allows examining the contribution of the loads induced by the rib surgery. Loads resulting from gravity and muscle forces were not taken into account. One of the major difficulties encountered in this project was the lack of data on which the modeling could be based. Therefore, experimental studies will have to be undertaken in order to adjust more adequately the modeling parameters and eventually, to improve the modeling.

The developed tools allowed investigating the immediate and long-term effects of innovative surgical concepts that can not be tested on patients for evident ethical reasons. The difficulty to validate the biomechanical modeling remains the major limit

of the project. Efforts will have to be undertaken before using the modeling has a prediction tool. Presently, the developed tools could be used to guide experimental studies on animals aiming at validating the modeling concepts of rib shortening or lengthening simulation. The future improvements could lead to the development of new directions for the treatment of scoliotic patients in the growth period.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE iv
REMERCIEMENTS v
RÉSUMÉ vii
ABSTRACT xi
TABLE DES MATIÈRES xv
LISTE DES TABLEAUX xix
LISTE DES FIGURES xxi
INTRODUCTION 1
CHAPITRE 1 - REVUE DES CONNAISSANCES 5
1.1 Description anatomique et fonctionnelle du tronc 5
1.1.1 Colonne vertébrale 5
1.1.2 Cage thoracique 8
1.2 Physiologie des tissus squelettiques 10
1.2.1 Structure et composition 10
1.2.1.1 Tissus osseux 10
1.2.1.2 Tissus cartilagineux 12
1.2.1.3 Tissus ligamentaires 13
1.2.2 Développement de l'os 13
1.2.3 Modelage osseux 15
1.2.4 Remodelage osseux 16
1.2.5 Processus de croissance longitudinale 16
1.2.6 Développement du tronc 18
1.3 Adaptabilité mécanique du squelette 19
1.3.1 Contrôle mécanique du modelage et du remodelage osseux 19
1.3.2 Modulation mécanique de la croissance longitudinale 21

1.3.2.1 Modèles mathématiques et intégration à la méthode des éléments finis 24
1.4 Scoliose et traitements 29
1.4.1 Description et évaluation de la scoliose 29
1.4.2 Étiologie et pathomécanique de la scoliose 33
1.4.2.1 Hypothèses d'initiation de la scoliose 33
1.4.2.2 Développement de la scoliose 34
1.4.2.3 Scolioses expérimentales 35
1.4.3 Traitements orthopédiques 40
1.4.3.1 Traitements non-chirurgicaux 40
1.4.3.2 Traitements chirurgicaux 42
1.4.3.3 Interventions chirurgicales sur la cage thoracique 44
1.5 Modèles du tronc développés à l'École Polytechnique et à l'Hôpital Ste-Justine 51
1.5.1 Reconstruction 3-D et modèles géométriques 51
1.5.2 Modèles par éléments finis 53
1.6 Modélisation biomécanique d'interventions chirurgicales sur les côtes 55
CHAPITRE 2 - RATIONNELLE DU PROJET ET CADRE MÉTHODOLOGIQUE 57
CHAPITRE 3 - SIMULATION ET OPTIMISATION DE L'EFFET IMMÉDIAT DE CHIRURGIES COSTALES 60
3.1 Présentation de l'article #1 60
3.2 Article #1 : Optimization of Rib Surgery Parameters for the Correction of Scoliotic Deformities Using Approximation Models 60
3.2.1 Abstract: 62
3.2.2 Introduction 63
3.2.3 Methods 64
3.2.3.1 Personalized finite element model of the trunk 64
3.2.3.2 Rib surgery simulation 65
3.2.3.3 Description of the optimization problem 66

3.2.3.4 Approximation models 70
3.2.3.5 Optimization algorithm 74
3.2.4 Results 75
3.2.4.1 Results of the rib surgery simulations 75
3.2.4.2 Accuracy of the approximation models 76
3.2.4.3 Optimization results 77
3.2.5 Discussion 78
3.2.6 Conclusion 81
3.2.7 Nomenclature 90
3.2.8 Reference List 92
3.3 Compléments à l'article #1 97
CHAPITRE 4 - MODÉLISATION ET SIMULATION DE L'EFFET À LONG TERME DE CHIRURGIES COSTALES 106
4.1 Présentation de l'article #2 106
4.2 Article #2 : Biomechanical Modeling of Growth Modulation Following Rib Shortening or Lengthening in Adolescent Idiopathic Scoliosis 106
4.2.1 Abstract: 108
4.2.2 Introduction 109
4.2.3 Methods 110
4.2.3.1 Personalized finite element model of the trunk 110
4.2.3.2 Rib surgery simulation 111
4.2.3.3 Global approach of the simulation 111
4.2.3.4 Modeling of bone growth and growth modulation 112
4.2.3.5 Modeling of the ligaments rheological behavior 114
4.2.3.6 Simulations 116
4.2.4 Results 117
4.2.5 Discussion and Conclusions 119
4.2.6 Acknowledgements 122
4.2.7 Reference List 123

4.3 Simulations de l'effet à long terme 131
CHAPITRE 5 - DISCUSSION GÉNÉRALE 136
CHAPITRE 6 - CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS 147
RÉFÉRENCES 153
ANNEXE I - Résultats complémentaires des simulations de l'effet immédiat 167
ANNEXE II - Résultats complémentaires des simulations de l'effet à long terme 183
ANNEXE III – Étude sur les taux de croissance des côtes 187

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1 : Intégration à la méthode des éléments finis des modèles de croissance, de modulation de croissance et d'ossification endochondrale 26
Tableau 1.2 : Production de scolioses expérimentales par des interventions chirurgicales sur les côtes 37
Tableau 1.3 : Correction de scolioses expérimentales par des interventions chirurgicales sur les côtes 38
Tableau 1.4 : Études cliniques de thoracoplasties pour la réduction de la proéminence des côtes 47
Tableau 1.5 : Études cliniques de résections ou raccourcissements de côtes sur la concavité pour la rétrogression de la courbure 50
Tableau 3.1 : Weights assigned to the terms of the objective function for both objective of geometric correction 67
Tableau 3.2: Minimum, 1st quartile, median, 3rd quartile and maximum values of the 3 objective functions computed with the rib surgery simulations for the 6 patients... 85
Tableau 3.3: Interval of correlation coefficients (R^2) computed for the 6 patients, between the 3 objective functions and each term composing it 86
Tableau 3.4: Optimal parameters for the global geometric correction, and the geometrical descriptors and clinical indices computed for the simulation with these parameters 87
Tableau 3.5: Optimal parameters for the cosmetic geometric correction, and the geometrical descriptors and clinical indices computed for the simulation with these parameters 88
Tableau 3.6: Optimal parameters for the potential of long-term correction, wedging of apical vertebra and moment transmitted to its end-plates obtained from the corresponding simulation 89

Tableau 4.1 : Geometrical and mechanical indices computed initially, following the rib surgery simulation and after the iterative cycle of 24 months. For the final values, the mean, the standard deviation, and the minimum and maximum values of the clinical indices computed for the 16 runs are presented with the experimental design factors having a significant influence on these indices 127

Tableau 4.2 : Paramètres optimaux identifiés pour le potentiel de correction à long terme 131

Tableau 4.3 : Simulations avec les paramètres optimaux pour la fonction objectif mécanique – Contraintes induites initialement dans les corps vertébraux et les côtes 132

Tableau II.1 : Paramètres optimaux identifiés pour la correction géométrique globale 183

Tableau II.2 : Paramètres optimaux identifiés pour la correction géométrique cosmétique 185

Tableau III.1 : Changements annuels de diamètres reportés et mesurés pour des simulations avec une répartition différente de la croissance..... 188

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 : Colonne vertébrale (adaptée de Netter, 1987) 5
Figure 1.2 : Vertèbre thoracique type : a) vue supérieure, b) vue latérale (adaptée de Netter, 1987) 6
Figure 1.3 : Orientation des facettes articulaires : a) vertèbres thoraciques, b) vertèbres lombaires (White & Panjabi, 1990) 7
Figure 1.4 : Disque intervertébral (Jee, 1988) 8
Figure 1.5 : Cage thoracique : a) vue postéro-antérieure. b) vue latérale (Gray, 1918) 9
Figure 1.6 : Côte : a) vue postérieure, b) vue supérieure (adaptée de Gray, 1918) 9
Figure 1.7 : Articulations costo-vertébrale et costo-transverse : a) vue latérale, b) vue supérieure (adaptée de Netter, 1987) 10
Figure 1.8 : Schéma de l'os cortical et l'os spongieux d'une section de la diaphyse d'un os long (adaptée de Jee, 1988) 11
Figure 1.9 : Os long typique : a) coupe schématique, b) développement (adaptée de Jee, 1988) 14
Figure 1.10 : Croissance transverse et modelage osseux (Jee, 1988) 15
Figure 1.11 : Diagramme schématique de la séquence ARF du remodelage osseux adaptée (adaptée de Martin et al., 1998) 16
Figure 1.12 : Structure d'une plaque de croissance (adaptée de Netter, 1987) 17
Figure 1.13 : Centres d'ossification secondaires : a) vertèbres, b) côtes (Hensinger, 1986) 19
Figure 1.14 : Courbe du modelage cartilagineux (Frost & Schonau, 2001) 22
Figure 1.15 : a) Contraintes hydrostatiques pures : changement de volume, b) contraintes déviatoriques pures : changement de forme (adaptée de Carter & Beaupré, 2001). 23
Figure 1.16 : Classement des courbures scoliotiques : a) thoracique droite, b) le thoraco-lombaire, c) thoracique droite – lombaire gauche, et d) lombaire gauche (Keim, 1982) 29

Figure 1.17 : Angle de Cobb : a) mesure clinique, b) mesure analytique (Delorme et al., 2003) 30
Figure 1.18 : Rotation axiale d'une vertèbre (Stokes, 1994) 30
Figure 1.19 : Gibbosité, test d'inflexion avant (Keim, 1982), et scoliomètre (Morrissy & Weinstein, 2001) 31
Figure 1.20 : Mesure de la gibbosité 32
Figure 1.21 : a) Déformations structurales des vertèbres et des disques intervertébraux (White & Panjabi, 1990), b) Mesure de la cunéiformisation (Aubin et al., 1998)... 32
Figure 1.22 : Types de corsets : a) corset de Milwaukee, b) corset de Boston, c) corset de Charleston (Morrissy & Weinstein, 2001) 41
Figure 1.23 : Manœuvre de rotation de l'instrumentation Cotrel-Dubousset (Morrissy & Weinstein, 2001) 43
Figure 1.24 : Résection et raccourcissement de côtes, avec déplacement caudal de l'extrémité latérale des côtes réséquées (McClellan et al., 2001) 45
Figure 1.25 : Procédure bilatérale : transfert du segment de côte réséqué de la convexité à la concavité (McClellan et al., 2001) 45
Figure 1.26 : Thoracoplastie interne par voie endoscopique : a) exposition, et b) ostéotomie des côtes (Mehlman et al., 1997) 46
Figure 1.27 : Modèles géométrique et biomécanique personnalisés 53
Figure 1.28 : Unité fonctionnelle T7 – T8 raffinée 54
Figure 1.29 : Étapes de modélisation des chirurgies costales (adaptée de Gréalou et al., 2000) 55
Figure 3.1 : Finite element model of the trunk: (a) posteroanterior, b) lateral view (spinal axis system), c) details of a typical functional unit with adjacent pair of ribs, lateral view (vertebra axis system) 82
Figure 3.2: Desired moments on the vertebral end-plates. The sign convention was chosen so that desired moments minimized the objective function (for a positive wedging difference the desired moments were negative) 83

Figure 3.3: Contour plots of the approximation models built for the validation case: a) with the 30 samples of the uniform design, with cross representing the samples location; b) with 500 samples of the Latin Hypercube sampling.....84
Figure 3.4 : Espace de design formé par les paramètres d'intervention continus et plan d'expérience (« Uniform Design ») pour : a) les raccourcissements, et b) les élongations de côtes 98
Figure 3.5 : Échelle pour les modèles d'approximation : a) fonctions objectifs géométriques, b) fonction objectif mécanique.....98
Figure 3.6 : Exemple d'un modèle d'approximation – fonction objectif géométrique globale.....99
Figure 3.7 : Modèle d'approximation : Patient 1 – Fonction objectif géométrique globale 101
Figure 3.8 : Modèle d'approximation : Patient 1 – Fonction objectif géométrique cosmétique 102
Figure 3.9 : Modèle d'approximation : Patient 1 – Fonction objectif mécanique 103
Figure 4.1: Finite element model of the trunk: (a) postero-anterior view, b) lateral view of a typical functional unit with adjacent pair of ribs 128
Figure 4.2: Evolution of the wedging in the global frontal plane of the spine for: a) the vertebral bodies and b) the intervertebral discs, computed from a simulation with mid-value factors.....129
Figure 4.3: Evolution of the wedging in the global lateral plane of the spine for: a) the vertebral bodies and b) the intervertebral discs, computed from a simulation with mid-value factors.....130
Figure 4.4 : Simulations avec les paramètres optimaux pour la fonction objectif mécanique - Évolution de l'angle de Cobb des courbures projetées dans le plan frontal 133
Figure 4.5 : Simulations avec les paramètres optimaux pour la fonction objectif mécanique - Évolution de l'angle de Cobb des courbures projetées dans le plan latéral.....133

Figure 4.6 : Simulations avec les paramètres optimaux pour la fonction objectif mécanique - Évolution de la rotation axiale et de la gibbosité apicales.....134
Figure I.1 : Modèle d'approximation : Patient 2 – Fonction objectif géométrique globale 168
Figure I.2 : Modèle d'approximation : Patient 2 – Fonction objectif géométrique cosmétique 169
Figure I.3 : Modèle d'approximation : Patient 2 – Fonction objectif mécanique.....170
Figure I.4 : Modèle d'approximation : Patient 3 – Fonction objectif géométrique globale 171
Figure I.5 : Modèle d'approximation : Patient 3 – Fonction objectif géométrique cosmétique 172
Figure I.6 : Modèle d'approximation : Patient 3 – Fonction objectif mécanique.....173
Figure I.7 : Modèle d'approximation : Patient 4 – Fonction objectif géométrique globale 174
Figure I.8 : Modèle d'approximation : Patient 4 – Fonction objectif géométrique cosmétique 175
Figure I.9 : Modèle d'approximation : Patient 4 – Fonction objectif mécanique.....176
Figure I.10 : Modèle d'approximation : Patient 5 – Fonction objectif géométrique globale.....177
Figure I.11 : Modèle d'approximation : Patient 5 – Fonction objectif géométrique cosmétique 178
Figure I.12 : Modèle d'approximation : Patient 5 – Fonction objectif mécanique.....179
Figure I.13 : Modèle d'approximation : Patient 6 – Fonction objectif géométrique globale.....180
Figure I.14 : Modèle d'approximation : Patient 6 – Fonction objectif géométrique cosmétique 181
Figure I.15 : Modèle d'approximation : Patient 6 – Fonction objectif mécanique.....182

Figure II.1 : Simulations avec les paramètres optimaux pour la fonction objectif géométrique globale - Évolution de l'angle de Cobb des courbures projetées dans le plan frontal 183
Figure II.2 : Simulations avec les paramètres optimaux pour la fonction objectif géométrique globale - Évolution de l'angle de Cobb des courbures projetées dans le plan latéral 184
Figure II.3 : Simulations avec les paramètres optimaux pour la fonction objectif géométrique globale - Évolution de la rotation axiale et de la gibbosité apicales . 184
Figure II.4 : Simulations avec les paramètres optimaux pour la fonction objectif géométrique cosmétique - Évolution de l'angle de Cobb des courbures projetées dans le plan frontal 185
Figure II.5 : Simulations avec les paramètres optimaux pour la fonction objectif géométrique cosmétique - Évolution de l'angle de Cobb des courbures projetées dans le plan latéral 186
Figure II.6 : Simulations avec les paramètres optimaux pour la fonction objectif géométrique cosmétique - Évolution de la rotation axiale et de la gibbosité apicales 186
Figure III.1 : Modèle par éléments finis du tronc du patient sain avec les mesures : a) du diamètre transverse, et b) du diamètre antéropostérieur 187
Figure III.2 : Croissance simulée de la cage thoracique, vue apicale : a) initiale, b) après 1 an 188

INTRODUCTION

La scoliose idiopathique est une déformation tridimensionnelle (3D) complexe du tronc qui est caractérisée par une courbure de la colonne vertébrale dans le plan frontal accompagnée d'une torsion du rachis et de la cage thoracique et d'une modification des courbures sagittales physiologiques. La scoliose est également caractérisée par des déformations locales des structures osseuses. Entre autres, les corps vertébraux et les disques intervertébraux démontrent une cunéiformisation (Aubin et al., 1998). Malgré le fait que l'étiologie de la scoliose ne soit toujours pas connue, il est généralement accepté que la progression de la déformation est principalement due à un phénomène biomécanique auto-entretenu (Perdriolle et al., 1979; Stokes et al., 1996; Veldhuizen et al., 2000; Burwell & Dangerfield, 2000). La déviation initiale du rachis induit un chargement asymétrique de ces structures (Stokes, 1997), ce qui altère leur croissance. Ceci accentue la cunéiformisation du corps vertébral et par conséquent l'amplitude de la courbure scoliotique.

Les déformations scoliotiques sévères sont généralement traitées par instrumentation et fusion osseuse du segment rachidien déformé (Morrissy & Weinstein, 2001). Cette technique vise à rétablir et à maintenir l'alignement du rachis. Toutefois, ce type de traitement demeure lourd de conséquences puisqu'il rigidifie le segment du rachis instrumenté et limite les mouvements physiologiques. De plus, ces interventions ne s'adressent pas directement aux déformations de la cage thoracique qui est l'aspect le plus visible et ayant le plus d'impact psychologique chez les patients scoliotiques. Dans le cas d'une importante proéminence des côtes (gibbosité), l'inclusion d'une thoracoplastie dans la stratégie chirurgicale est une option (Harvey et al., 1993). Cette procédure chirurgicale consiste à réséquer des segments de côtes afin de réduire la gibbosité et d'améliorer l'apparence du dos. Actuellement, ces interventions sont utilisées dans un but cosmétique.

Des études expérimentales ont été menées afin de tester des chirurgies costales n'impliquant pas seulement des résections de côtes, mais également des forces de traction (ou de distraction) pour rapprocher (ou éloigner) les extrémités des côtes. Ce projet de maîtrise porte sur ce type d'interventions qui seront nommées « raccourcissements » et « élongations » de côtes dans l'ensemble du mémoire. Ces interventions visent à modifier l'équilibre des forces transmises à la colonne vertébrale afin d'altérer le processus de progression de la scoliose. Les études effectuées sur des animaux ont démontré que ces interventions peuvent induire (Langenskiold & Michelsson, 1961; Piggott, 1971; Sevastikoglou et al., 1978; Sevastik et al., 1990a; Sevastik et al., 1993; Deguchi et al., 1995; Deguchi et al., 1997) ou corriger (Sevastik et al., 1990b; Deguchi et al., 1996; Deguchi et al., 1997) des scolioses expérimentales. En se basant sur ces études, certains auteurs ont proposé que des résections et des raccourcissements de côtes sur la concavité de la courbure ou des élongations sur la convexité pourraient être utilisés dans le but de renverser ou ralentir la progression des déformations scoliotiques. Certains auteurs ont testé cette proposition chez des patients scoliotiques (Piggott, 1971; Barnes, 1979; Xiong & Sevastik, 1998). Dans certains cas, une diminution de la courbure scoliotique a été observée ou un ralentissement de sa progression. Toutefois, le nombre d'études publiées à ce sujet est limité et elles font état de procédures très empiriques pour lesquelles il y a un grand nombre de variables à contrôler.

Gréalou et al. (2000; 2002) ont utilisé un modèle par éléments finis du tronc pour simuler les raccourcissements et les élongations de côtes dans le but de clarifier les mécanismes d'action de ces interventions. Une étude de sensibilité a été effectuée pour un patient dans le but d'identifier les paramètres d'intervention ayant une influence sur le résultat de la chirurgie. Ils ont observé que de faibles modifications géométriques, mais certaines des interventions testées ont induit des patrons de forces sur les plateaux vertébraux qui pourraient moduler la croissance des structures osseuses et ainsi ralentir,

arrêter ou même renverser la progression des déformations scoliotiques. Ce potentiel de correction à long terme demeure à être confirmé. Leurs travaux se sont limités à l'étude de l'effet immédiat de ces interventions et seulement un nombre restreint de combinaisons de paramètres d'intervention a été testé.

Une meilleure connaissance de l'effet immédiat et à long terme des chirurgies costales et l'identification des paramètres maximisant les corrections pourraient éventuellement mener au développement d'interventions chirurgicales minimalement invasives. Pour les patients en période de croissance, une intervention agissant contre la progression de la courbure scoliotique pourrait permettre d'éviter ou de retarder le recours aux interventions d'instrumentation et de fusion du rachis.

Ce projet de maîtrise vise donc à développer une méthodologie permettant d'étudier l'influence des paramètres de l'intervention et d'identifier les paramètres associés à une correction optimale des déformations scoliotiques. Différents objectifs de correction seront examinés, puis la méthodologie sera appliquée à des patients présentant différents patrons de déformation du tronc afin de déterminer s'il existe des paramètres optimaux communs à l'ensemble des patients. Un second volet de ce projet vise à développer une modélisation biomécanique permettant d'étudier l'effet à long terme de ces interventions en intégrant à la modélisation des chirurgies costales une modélisation de la croissance cartilagineuse et de la modulation de cette croissance par les forces générées par l'intervention.

Ce mémoire de maîtrise se compose de 6 chapitres, incluant au premier chapitre une revue de la littérature pertinente et une synthèse des hypothèses et objectifs au second chapitre. Le corps du mémoire est principalement constitué de 2 articles intégrés respectivement dans le troisième et le quatrième chapitre, ainsi que de compléments à ces articles. Le premier article porte sur le développement et l'application d'une méthodologie permettant d'effectuer une étude d'influence et d'optimisation des

paramètres de l'intervention. Ce premier volet porte sur l'effet immédiat des chirurgies costales. Le second article présente la modélisation biomécanique développée pour simuler l'effet à long terme de ces interventions. L'application de la modélisation développée est présentée dans une section complémentaire avec les résultats des simulations effectuées. Finalement, une discussion générale constitue le cinquième chapitre, suivie d'une conclusion et de recommandations.

CHAPITRE 1 - REVUE DES CONNAISSANCES

1.1 Description anatomique et fonctionnelle du tronc

La revue de la littérature présentée dans cette section porte sur l'anatomie du tronc, plus spécifiquement sur les structures osséo-ligamentaires de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. Celle-ci provient principalement de Gray (1918), de Keim (1982) et de White & Panjabi (1990).

1.1.1 Colonne vertébrale

La colonne vertébrale constitue l'armature du tronc. Les ligaments et les muscles qui s'y attachent lui assurent de la stabilité. Puis, la présence de la cage thoracique vient rigidifier son segment thoracique. Néanmoins, elle demeure une structure flexible grâce à sa constitution multi-segmentaire. En effet, le rachis est composé de 7 vertèbres cervicales, 12 thoraciques et 5 lombaires, qui sont séparées par des disques intervertébraux, puis de 5 vertèbres sacrées et de 3 à 5 vertèbres coccygiennes, qui sont soudées chez l'adulte (Figure 1.1).

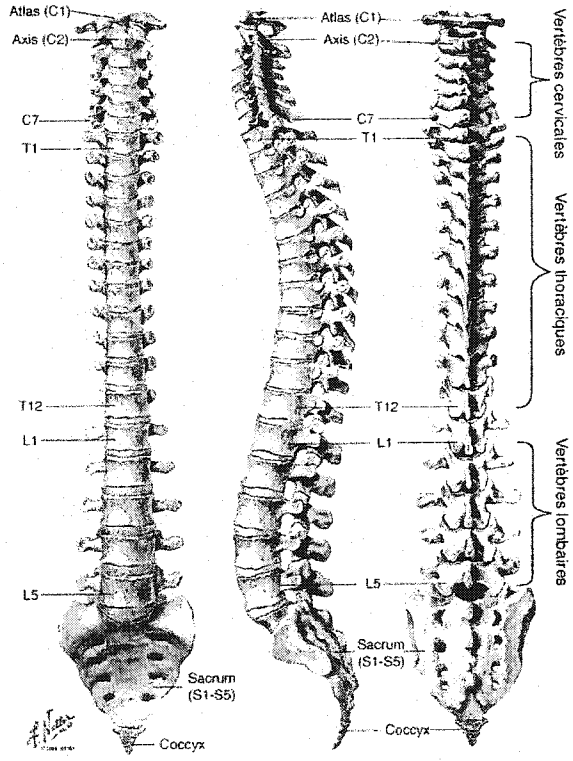


Figure 1.1 : Colonne vertébrale (adaptée de Netter, 1987)

Chez un sujet sain, la colonne vertébrale apparaît généralement rectiligne dans le plan frontal. Par contre, dans le plan sagittal, elle présente des courbures normales : une lordose cervicale, une cyphose thoracique, une lordose lombaire et une cyphose sacrée.

Une lordose étant une courbure à convexité antérieure et une cyphose étant une courbure à convexité postérieure.Les cyphoses thoracique et sacrée sont structurales, i.e. qu'elles sont dues à la cunéiformisation physiologique des vertèbres dans le plan sagittal, alors que les lordoses cervicale et lombaire sont principalement dues à la cunéiformisation des disques (White & Panjabi, 1990). La présence de ces courbures procure une résistance supérieure aux efforts de compression et augmente la mobilité du rachis. Il existe une grande variabilité dans l'amplitude de ces courbures (Stagnara et al., 1982; Propst-Proctor & Bleck, 1983; Bernhardt & Bridwell, 1989; Boseker et al., 2000). L'amplitude normale varie entre 20° et 50° pour les cyphoses thoraciques, et entre 20° et 60° pour les lordoses lombaires.

Les vertèbres présentent certaines variations de géométrie selon le niveau où elles se situent à cause de leur adaptation à la nature des sollicitations appliquées et de leurs fonctions respectives. Toutefois, les vertèbres partagent des caractéristiques communes.

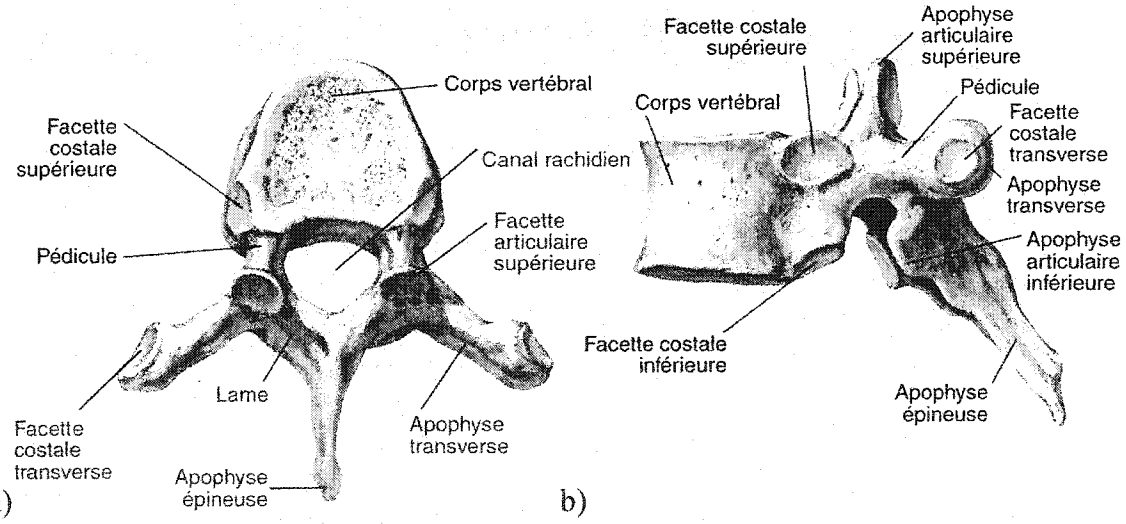
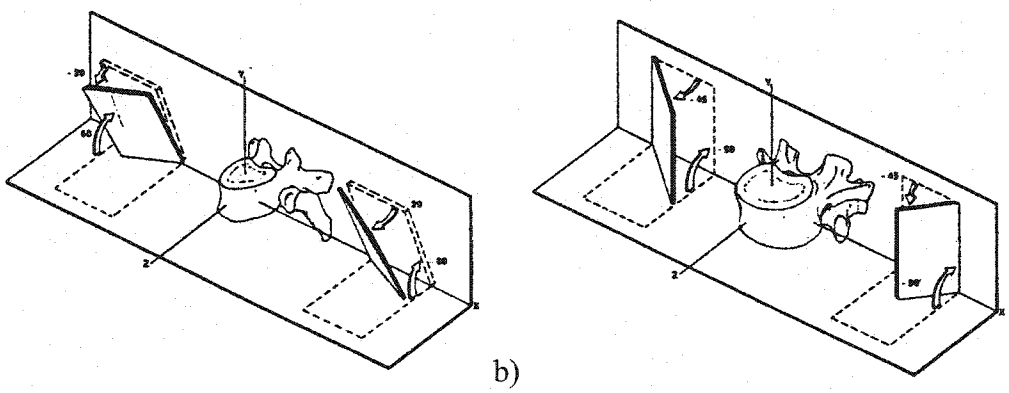


Figure 1.2 : Vertèbre thoracique type : a) vue supérieure, b) vue latérale (adaptée de Netter, 1987)

Une vertèbre type (Figure 1.2) est constituée de deux parties principales : le corps vertébral et l'arc postérieur. Un orifice se situe entre ces deux parties et l'empilement de l'ensemble des trous vertébraux forme le canal rachidien. L'arc postérieur comprend les pédicules qui joignent celui-ci au corps vertébral, les apophyses articulaires supérieures

et inférieures, les lames à la jonction desquelles se trouve l'apophyse épineuse, puis les apophyses transverses. Les vertèbres du segment thoracique se distinguent par la présence de facettes costales au niveau des apophyses transverses et des corps vertébraux pour s'articuler avec la cage thoracique.Une des principales adaptations des vertèbres est l'augmentation de leurs dimensions de la région cervicale à la région lombaire due à l'accroissement du chargement appliqué. L'orientation des facettes articulaires supérieures et inférieures diffère également d'un niveau à l'autre (Figure 1.3). Les facettes du niveau thoracique permettent des mouvements de rotation de grande amplitude, alors que l'orientation des facettes au niveau lombaire favorise les mouvements de flexion-extension et prévient la rotation entre les vertèbres.



a) b)

Figure 1.3 : Orientation des facettes articulaires : a) vertèbres thoraciques, b) vertèbres lombaires (White & Panjabi, 1990)

Les disques intervertébraux forment les articulations entres deux vertèbres successives (Figure 1.4). Leur fonction principale est de résister à la compression. Ils sont formés de deux parties : une partie centrale, le nucleus pulposus et une partie périphérique, l'annulus fibrosus.

Le nucleus est une substance gélatineuse comportant 88% d'eau, qui peut être associé à une articulation de type rotule. Il a comme rôle de répartir horizontalement les efforts sur l'annulus en se comprimant sous la pression. L'annulus est une succession de couches fibreuses concentriques, dont l'obliquité varie d'une couche à l'autre.

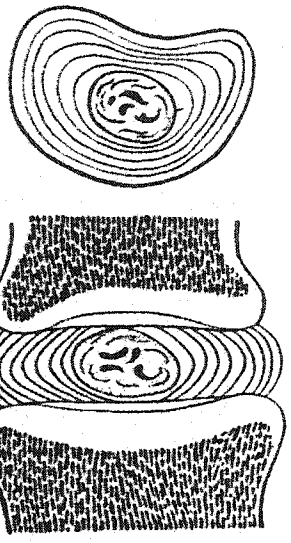


Figure 1.4 : Disque intervertébral (Jee, 1988)

L'épaisseur du disque est déterminante pour la mobilité intervertébrale. En effet, les disques sont plus épais au niveau lombaire, ce qui permet d'effectuer des mouvements de flexion-extension de plus grande amplitude relativement au niveau thoracique.

1.1.2 Cage thoracique

La cage thoracique est constituée du sternum, des cartilages costaux et des côtes (Figure 1.5). Le sternum est un os plat et allongé qui comprend trois parties : le manubrium, le corps et l'apophyse xiphoïde. Les douze paires de côtes sont subdivisées en trois types : les vraies côtes qui s'articulent au sternum par le biais de cartilages costaux ($1^{ère}$ à 7^{e}), les fausses côtes qui se rattachent au sternum par l'intermédiaire du 7^{e} cartilage (8^{e}, 9^{e} et 10^{e}), puis les côtes flottantes qui ne sont pas liées au sternum (11^{e} et 12^{e}). Des muscles et des ligaments sont localisés dans les espaces intercostaux.

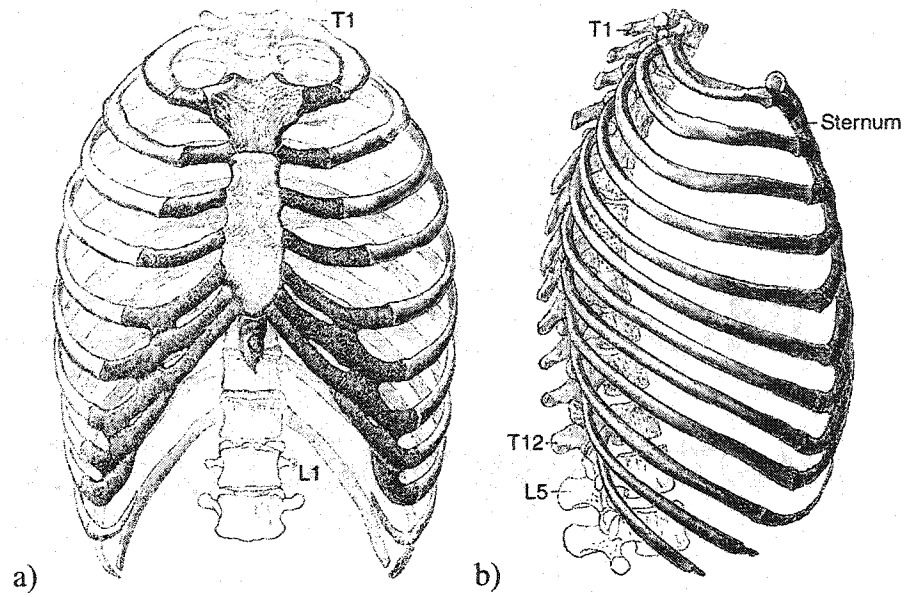


Figure 1.5 : Cage thoracique : a) vue postéro-antérieure. b) vue latérale (Gray, 1918)

Une côte est un os plat composé de deux extrémités et d'un corps (Figure 1.6). L'extrémité postérieure se compose d'une tête costale, d'un col et d'une tubérosité.

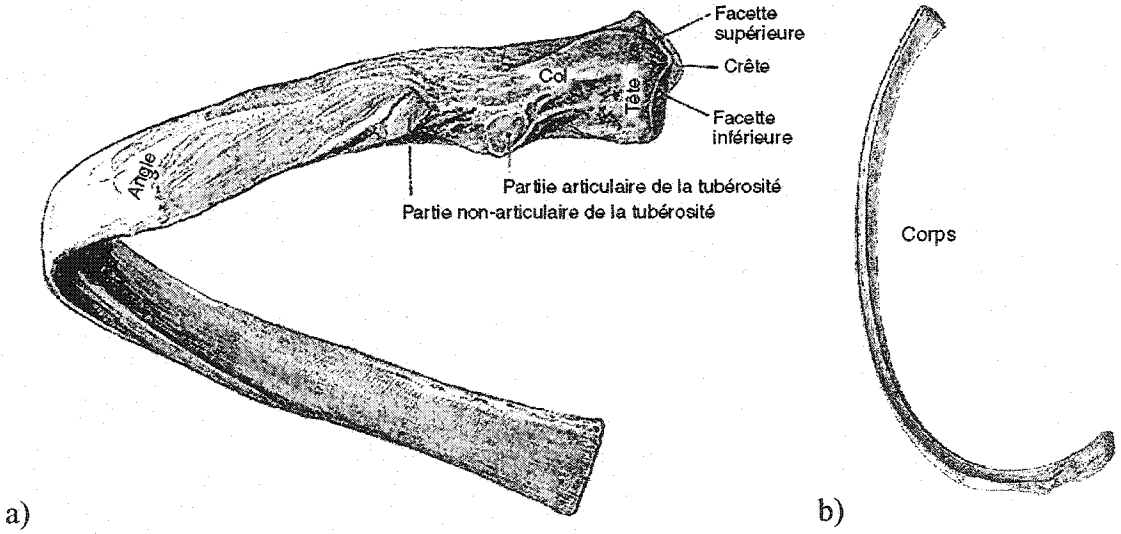


Figure 1.6 : Côte : a) vue postérieure, b) vue supérieure (adaptée de Gray, 1918)

Les côtes s'articulent au rachis par l'entremise des joints costo-vertébraux (CV) au niveau de la tête costale et par les joints costo-transverses (CT) au niveau de la tubérosité, voir Figure 1.7. Les deux faces de la tête costale s'opposent respectivement aux facettes costales des vertèbres supérieure et inférieure. Alors que la crête coïncide

avec le disque intervertébral auquel elle se fixe à l'aide du ligament interosseux. La capsule articulaire du joint CV est renforcée par le ligament rayonné. Une capsule articulaire enveloppe également le joint CT formé par les facettes articulaires de la tubérosité et de l'apophyse transverse. L'articulation est renforcée par la présence des ligaments costo-transverses postérieur, supérieur et interosseux.

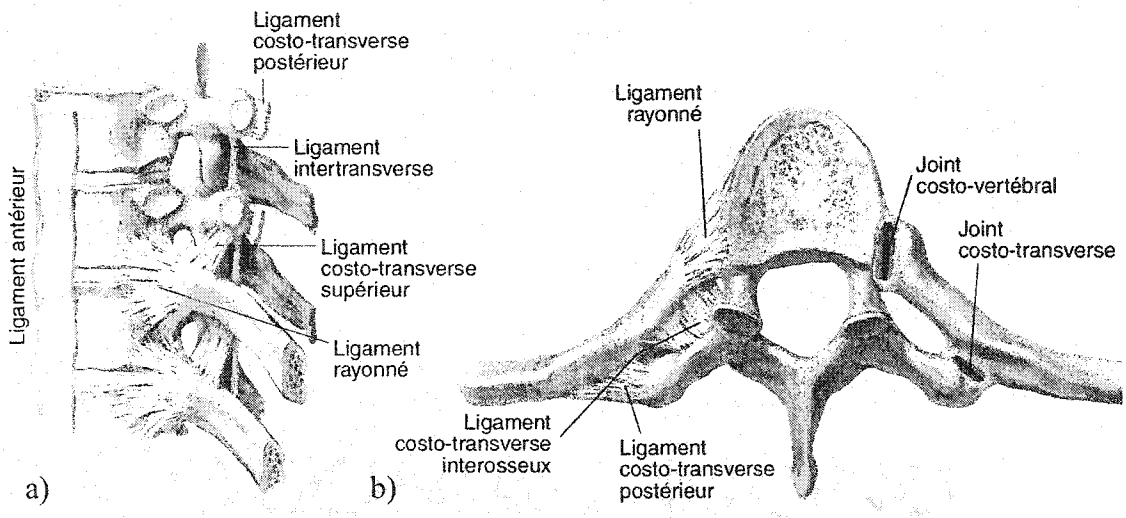


Figure 1.7 : Articulations costo-vertébrale et costo-transverse : a) vue latérale, b) vue supérieure (adaptée de Netter, 1987)

1.2 Physiologie des tissus squelettiques

La revue de la littérature présentée dans cette section porte sur les tissus conjonctifs du squelette : les os, les cartilages et les ligaments. Celle-ci provient principalement de Jee (1988) et de Martin et al. (1998).

1.2.1 Structure et composition

1.2.1.1 Tissus osseux

Il est possible d'effectuer une première classification des tissus osseux selon leur structure architecturale, et par conséquent leur porosité. L'os trabéculaire ou spongieux est un tissu dont la porosité est de 75 à 95 %. La matrice osseuse apparaît comme un treillis de barres, plaques et arches nommés trabécules qui forment un réseau

interconnecté de pores remplis de moelle osseuse. L'os compact ou cortical quant à lui est un tissu osseux dense. Ses pores (les canaux haversiens, les canaux de Volkmann et les cavités de résorption) représentent seulement 5 à 10 % de son volume. Les canaux contiennent des capillaires et des nerfs. Puis, les cavités de résorption sont des espaces temporaires créés par les ostéoclastes dans les étapes initiales du remodelage osseux.

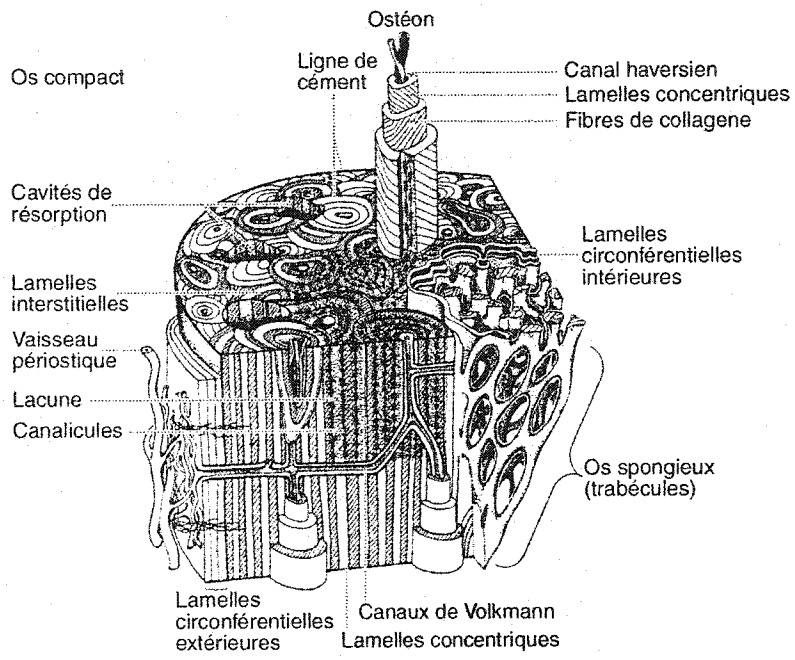


Figure 1.8 : Schéma de l'os cortical et l'os spongieux d'une section de la diaphyse d'un os long (adaptée de Jee, 1988)

À une plus petite échelle, l'os peut être distingué selon son organisation. L'os lamellaire est un tissu hautement organisé qui se forme lentement. L'os est formé de couches de matrice osseuse, les lamelles, parallèles l'une à l'autre, dans lesquelles l'orientation des fibres de collagène varie d'une couche à l'autre. L'os fibreux quant à lui est un tissu formé rapidement et dont l'agencement des minéraux et des fibres de collagène est irrégulier. Par contre, il peut se minéraliser de façon plus importante que l'os lamellaire, ce qui peut compenser d'un point de vue mécanique pour son manque d'organisation. Celui-ci est présent principalement lorsque de l'os primaire est formé, c'est-à-dire déposé *de novo* sur une surface osseuse. Cet os primaire est par la suite remplacé par de

l'os secondaire. En effet, le tissu osseux fibreux est résorbé, puis remplacé plus ou moins immédiatement par du nouvel os lamellaire.

La matrice extracellulaire de l'os est formée d'eau, d'une matrice organique et de minéraux qui occupent respectivement 25 %, 30 % et 45 % du volume. La matrice organique est essentiellement constituée de fibres de collagène (90 %) qui procurent une grande résistance mécanique aux tissus osseux. Les minéraux qui sont principalement des cristaux d'hydroxiapatite confèrent à l'os des propriétés de dureté et de rigidité. Ces composantes sont intégrées dans une substance fondamentale amorphe. La formation et la maintenance de cette matrice extracellulaire sont effectuées par les cellules osseuses qui occupent un petit pourcentage du volume de l'os. Il existe cinq types de cellules osseuses. Les ostéoblastes jouent un rôle de formation du tissu osseux, alors que les ostéoclastes ont un rôle de résorption. Les cellules précurseurs ont la capacité de se diviser et de se différencier en ostéoblastes ou en ostéoclastes selon les influences environnementales. Les ostéocytes et les cellules de revêtement de l'os, sont tous deux d'anciens ostéoblastes. Les premiers ont été entourés par la matrice osseuse calcifiée, alors que les seconds sont demeurés à la surface de l'os suite à l'arrêt de formation de tissu osseux. On croit que ces deux types de cellules jouent un rôle important dans le transport des minéraux et dans l'initiation du processus de renouvellement de l'os.

1.2.1.2 Tissus cartilagineux

Il existe trois types de tissus cartilagineux : le cartilage hyalin, le cartilage élastique et le fibrocartilage. Le cartilage hyalin est le tissu cartilagineux prédominant chez l'adulte. Il recouvre entre autres les surfaces articulaires, où il se nomme cartilage articulaire. Lors de la période fœtal et de la période de croissance, il fournit une ébauche cartilagineuse pour le développement des os longs. Le fibrocartilage se retrouve aux endroits où un support stable et une résistance à la tension sont nécessaires. Il se situe entre autres au niveau des disques intervertébraux, de la symphyse pubienne et aux attachements osseux de certains tendons et ligaments.

La matrice extracellulaire du cartilage est sous la forme d'un gel ferme où l'eau représente environ 70 % de la masse. Entre 40 à 70 % de sa masse sèche est composée de fibres de collagène, puis de 15 à 40 % de protéoglycanes. Ce sont les agrégats de protéoglycanes qui confèrent au cartilage des propriétés hydrophiles lui permettant de supporter des charges de compressions élevées. La structure des tissus cartilagineux leur permet également de résister au cisaillement. Les cellules cartilagineuses, les chondrocytes, occupent moins de 5 % du volume du cartilage.

1.2.1.3 Tissus ligamentaires

Les ligaments sont des bandes de tissu conjonctif dense et fibreux. Dans leur état naturel, 55 à 65 % de leur contenu est de l'eau. Le collagène constitue entre 70 à 80 % de leur poids sèche et l'élastine un autre 10 à 15 %, puis les protéoglycanes sont présents seulement dans une petite proportion (1-3 %). Ces proportions relatives peuvent varier selon l'emplacement et la fonction du ligament. La quantité limitée de protéoglycanes explique leur faible résistance aux charges en compression. Les fibres de collagène leur confèrent une grande résistance en tension, ce qui leur permet de transmettre des charges, mais également de maintenir une géométrie adéquate des joints en limitant le mouvement relatif des os. En absence de chargement, les fibres de collagène démontrent un patron ondulé. Lorsque la structure est étirée, ceux-ci disparaissent et les fibres deviennent tendues. Généralement, les fibres de collagène sont agrégées en faisceaux orientés selon l'axe des contraintes principales subies par le ligament. Les cellules spécialisées des tissus ligamentaires se nomment fibroblastes. Ils synthétisent les fibres de collagène, puis ont la capacité de détruire et d'éliminer le collagène détérioré.

1.2.2 Développement de l'os

Les étapes dans le développement d'un os long typique (Figure 1.9, a) sont résumées et illustrées (Figure 1.9, b) : a) Condensation du tissu mésenchymateux pour former

l'ébauche cartilagineuse du futur os lors de la période embryonnaire; b) Formation de l'os du col périostique; c) Début de la calcification du cartilage; d) Entrée des vaisseaux sanguins dans le cartilage calcifié. Ces dernières étapes (b, c, d) donnent lieu au centre d'ossification primaire. e) Division des vaisseaux sanguins en deux zones d'ossification; f) Invasion de l'épiphyse supérieure par les vaisseaux sanguins menant à la formation du centre d'ossification secondaire, à la délimitation de la plaque de croissance et à l'apparition d'un cartilage articulaire à l'extrémité de l'os; g) Processus similaire au niveau de l'épiphyse inférieure; h) Disparition de la plaque de croissance et fusion des épiphyse et métaphyse supérieures suite au ralentissement de la croissance en longueur de l'os; i) Fermeture de la physe inférieure.

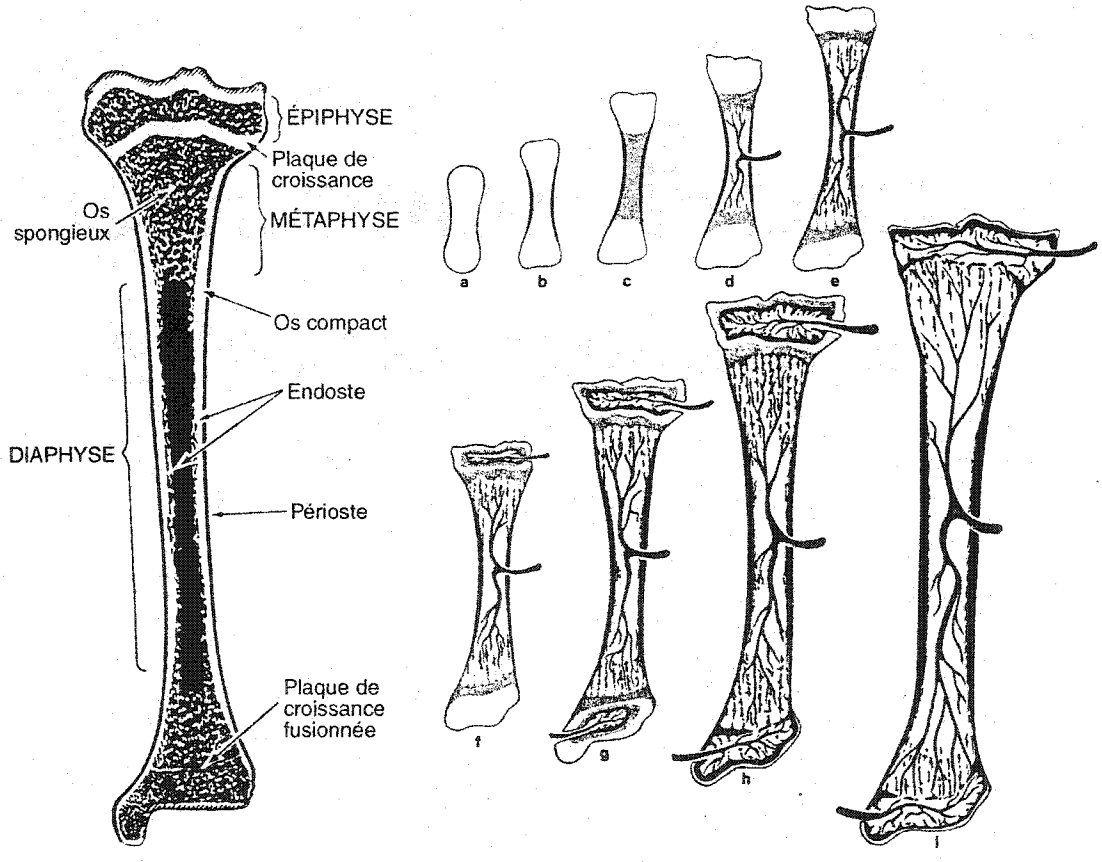


Figure 1.9 : Os long typique : a) coupe schématique, b) développement (adaptée de Jee, 1988)

L'ossification réfère au processus par lequel le tissu osseux est formé. Il existe deux mécanismes d'ossification qui diffèrent principalement par la substance à partir de laquelle l'os est formé. L'ossification endomembraneuse s'effectue à partir du tissu conjonctif primaire, alors que pour l'ossification enchondrale, le tissu osseux se développe dans un cartilage calcifié préexistant. Dans les deux cas, de l'os primaire est formé, puis il est subséquemment remplacé par de l'os lamellaire. L'évolution d'un os long typique résulte de processus coordonnés : la croissance transverse, l'ossification endomembraneuse, le modelage osseux, la croissance longitudinale, l'ossification enchondrale, puis le remodelage osseux.

1.2.3 Modelage osseux

Au cours du développement de l'os, la diaphyse doit croître en longueur, mais également en largeur. Le diamètre de l'os croît par l'apposition de tissu osseux au niveau du périoste par ossification endomembraneuse. Toutefois, il ne suffit pas seulement d'apposer du nouveau matériel. La géométrie de l'os doit être façonnée. Dans ce but, les ostéoblastes participent à la formation de tissu osseux à certains endroits, alors que les ostéoclastes participent à la résorption osseuse en d'autres sites. Ce mécanisme se nomme modelage osseux (Figure 1.10). Il altère la dimension et la géométrie des sections transverses de la diaphyse, puis également leur courbure par une dérive des sections transverses relativement aux extrémités de l'os.

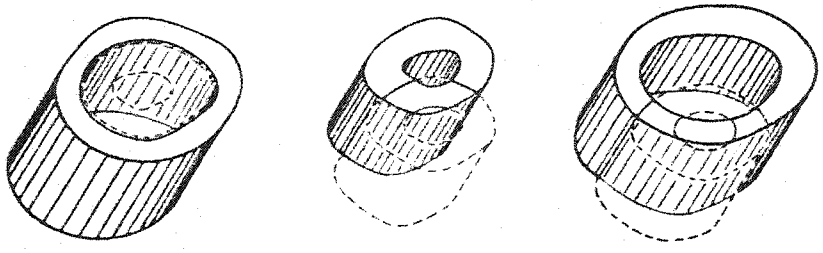


Figure 1.10 : Croissance transverse et modelage osseux (Jee, 1988)

1.2.4 Remodelage osseux

Le remodelage osseux agit quant à lui sur la microstructure de l'os en renouvelant le tissu immature ou âgé. Ce mécanisme est nécessaire pour produire et maintenir un os compétent du point de vue métabolique et biomécanique. Contrairement à la croissance et au modelage osseux, le remodelage s'effectue la vie durant. Les ostéoblastes et les ostéoclastes participent au remplacement du tissu osseux sur de petits volumes en unité de base multicellulaire (BMU). Les principales étapes dans la vie d'un BMU sont l'activation, la résorption et la formation (ARF), voir Figure 1.11. L'activation consiste en la formation d'ostéoclastes induite par un stimulus mécanique ou chimique. Les ostéoclastes résorbent l'os sous la forme de tunnels. Les ostéoblastes forment du nouveau tissu osseux pour remplir les trous formés par les ostéoclastes. L'ensemble du cycle de remodelage prend environ 4 mois chez l'humain.

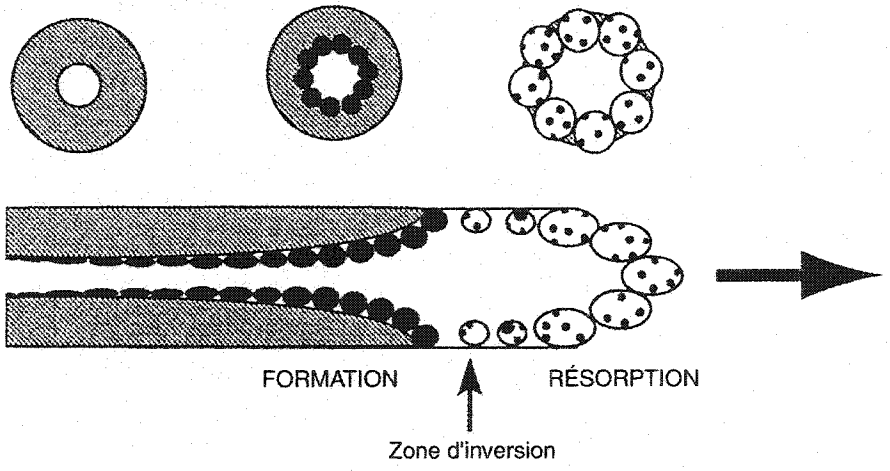


Figure 1.11 : Diagramme schématique de la séquence ARF du remodelage osseux adaptée (adaptée de Martin et al., 1998)

1.2.5 Processus de croissance longitudinale

La croissance en longueur s'effectue au niveau des tissus cartilagineux de l'os. Au niveau des plaques de croissance, celle-ci contribue à l'allongement de la métaphyse et de la diaphyse. Au niveau des cartilages articulaires, la croissance, qui est 5 fois plus lente (Frost & Jee, 1994), est responsable de la hauteur et de la géométrie des épiphyses.

Durant la période de croissance, du nouveau cartilage est constamment formé par les chondrocytes, puis il est ossifié. Contrairement à l'os, le cartilage est suffisamment visqueux pour permettre l'expansion de la matrice cartilagineuse (croissance interstitielle).

La plaque de croissance est constituée de trois types de tissus constituant ces principaux éléments : un élément cartilagineux subdivisé en différentes zones histologiques, la métaphyse osseuse, puis un élément fibreux (Figure 1.12). Ce dernier se subdivise en un sillon d'ossification de Ranvier permettant l'accroissement du diamètre de la physe, et en un anneau périchondrale de La Croix assurant un support mécanique à la jonction os – cartilage (Iannotti, 1990). Les zones représentent les principales étapes de la vie des chondrocytes. Ceux-ci demeurent stationnaires relativement à l'os durant ce cycle.

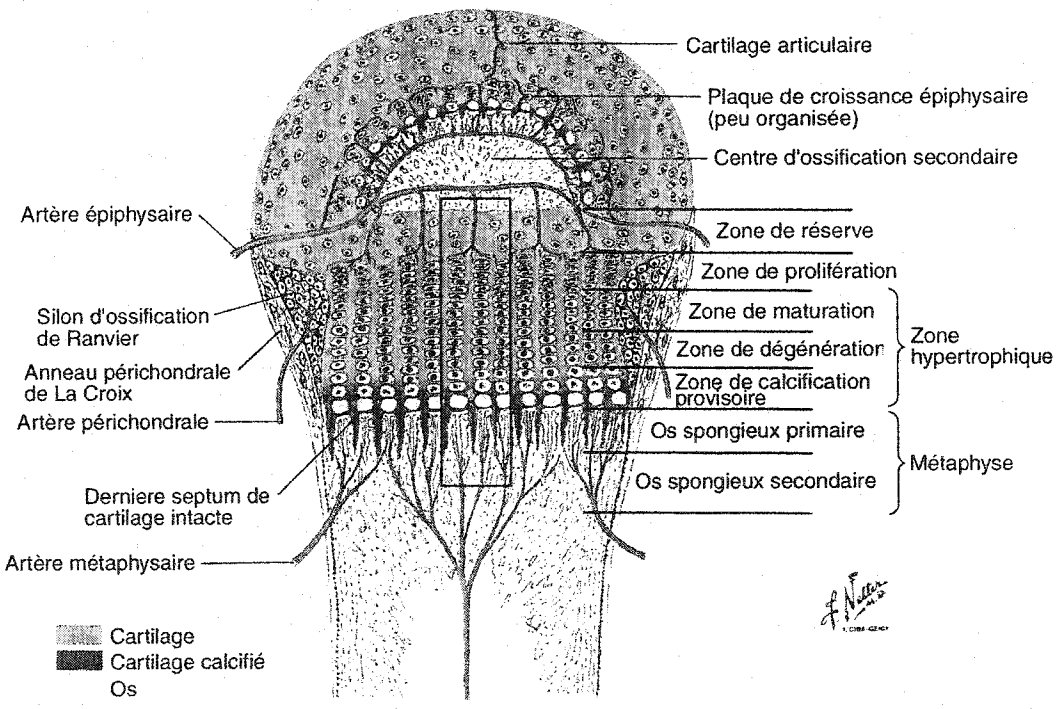


Figure 1.12 : Structure d'une plaque de croissance (adaptée de Netter, 1987)

La zone de réserve contient des cellules cartilagineuses mères et des nutriments. Par contre, sa fonction n'est toujours pas claire. Les fonctions de la zone de prolifération sont la production de matrice et la division cellulaire. Dans la zone hypertrophique, les

cellules grossissent pour atteindre une taille équivalant 5 à 10 fois celle de l'étape précédente, puis elles sont remplacées par du cartilage calcifié. Les mécanismes des 2 dernières zones contribuent donc à la croissance longitudinale. Dans la métaphyse, la matrice cartilagineuse est remplacée par de l'os spongieux primaire qui sera remodelé en os spongieux secondaire.

1.2.6 Développement du tronc

Les centres d'ossification primaires au niveau de la vertèbre cartilagineuse apparaissent au centre du corps vertébral, puis dans chacun des deux arcs neuraux. La rencontre des centres d'ossification s'effectue aux cartilages neurocentraux. La croissance au niveau de ces jonctions cartilagineuses permet l'expansion du canal vertébral. Deux de ces cartilages se situent un peu antérieurement à l'intersection des pédicules et du corps vertébral. Le troisième apparaît à la jonction des arcs neuraux. Celui-ci s'ossifie vers un an (Yamazaki et al., 1998). La fermeture des cartilages neurocentraux antérieurs survient entre 11 à 16 ans (Yamazaki et al., 1998; Rajwani et al., 2002). Néanmoins, leur activité maximale se produit à 5 ou 6 ans (Vital et al., 1989). La croissance s'effectue de part et d'autre du cartilage. L'expansion du centre d'ossification du corps vertébral donne lieu à des plaques de croissance au niveau des plateaux inférieur et supérieur du corps vertébral qui contribuent de façon à peu près équivalente à sa croissance en hauteur (Gooding & Neuhauser, 1965). Selon diverses études, les taux de croissance des segments thoracique et lombaire varient respectivement entre 0,8 et 1,0 mm/an et entre 1,2 et 2,0 mm/an (Roaf, 1960; Taylor, 1975; Diméglio & Bonnel, 1990). La croissance du corps vertébral s'arrête peu après la puberté.

Le centre d'ossification primaire des côtes se situe au niveau de leur corps. Ainsi, leur croissance en longueur s'effectue à leurs extrémités antérieure et postérieure. Il existe peu de données dans la littérature sur la croissance des côtes. Selon une étude effectuée chez les porcs, la croissance à leur extrémité postérieure correspond à 25% de celle au niveau des joints costo-chondraux (Snellman, 1973). Diméglio & Bonnel (1990)

reportent des données relatives à la croissance de la cage thoracique. Les changements de périmètre thoracique chez les garçons et les filles entre 10 et 18 ans sont de 29,1 mm/an et de 26,5 mm/an, respectivement. Les changements de diamètre antéropostérieur sont de 7,3 mm/an et de 4,1 mm/an, respectivement. Puis, les changements de diamètre transverse sont de 8,4 mm/an et 5,5 mm/an, respectivement. La cage thoracique atteint sa taille adulte vers l'âge de 18 ans.

La Figure 1.13 illustre les centres d'ossification secondaire des vertèbres et des côtes. Les nombres indiquent leur âge d'apparition et, entre parenthèses, leur âge de fusion définitive à la structures osseuse. Les vertèbres présentent des centres d'ossification secondaire au niveau des anneaux vertébraux et sur les sommets des apophyses épineuses, articulaires et transverses. Ces points secondaires d'ossification n'ont aucun rôle dans la croissance (Diméglio & Bonnel, 1990). Pour les côtes, les centres d'ossification secondaires se situent au niveau des parties articulaire et non-articulaire de la tubérosité (sauf pour les 11^{e} et 12^{e} côtes) et au niveau de la tête costale.

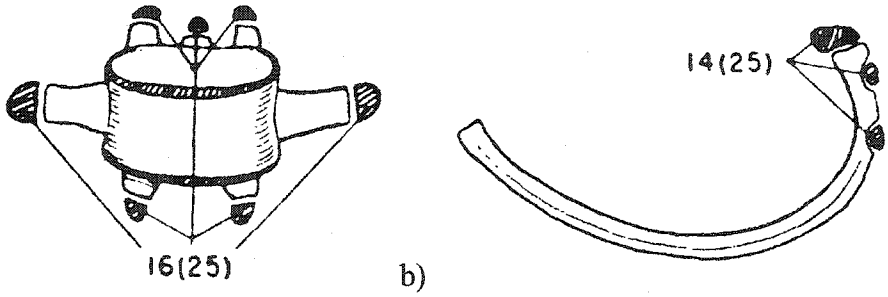


Figure 1.13 : Centres d'ossification secondaires : a) vertèbres, b) côtes (Hensinger, 1986)

1.3 Adaptabilité mécanique du squelette

1.3.1 Contrôle mécanique du modelage et du remodelage osseux

L'os est un tissu hautement dynamique, qui s'ajuste continuellement à son environnement mécanique par des changements dans sa composition et dans son architecture microscopique et macroscopique. Les premiers principes caractérisant cette adaptabilité ont été énoncés par Roux en 1881 et Wolff en 1892. Ces principes ont mené

à l'élaboration de 3 concepts clés : l'os optimise sa résistance en minimisant la quantité de matériel utilisé, les trabécules s'alignent avec les directions de contraintes principales et ceci est accompli par un système auto-régulateur de cellules osseuses répondant au stimuli mécanique. Aujourd'hui la loi de Wolff demeure une loi mal définie, mais qui inclut ces trois principaux éléments (Martin et al., 1998). Des évidences ultérieures ont résolu certaines de ces limitations et ont mené au paradigme de Utah proposé entre autres par Harold M. Frost et toujours en évolution. Cette section présente certains aspects de ce paradigme tels qu'ils étaient compris par Frost en 2001. Voici les propositions de ce paradigme (Frost, 2001) :

Proposition 1 :
Les os porteurs de charges sont conçus afin d'avoir une résistance suffisamment élevée pour assurer que les chargements chroniques volontaires sous-normaux, normaux ou supra-normaux ne causent pas de fractures spontanées.
Proposition 2 :

a) *Pour assurer une compétence mécanique, les mécanismes biologiques au niveau des tissus osseux ont besoin de facteurs non-mécaniques et de cellules effectrices (ostéoblastes et ostéoclastes);*
b) *Les charges et les déformations des os guident ces mécanismes biologiques dans l'espace;*
c) *La majorité des facteurs non-mécaniques peuvent aider ou moduler ce guidage, mais ils ne peuvent pas le remplacer.*

Les 2 mécanismes biologiques impliqués sont le modelage et le remodelage osseux et ils sont guidés par les déformations dynamiques de l'os résultant des forces externes appliquées sur celui-ci. Selon le niveau de déformations, le remodelage osseux supprime du tissu osseux de façon permanente, ou forme autant d'os qu'il en résorbe. Si les déformations sont plus élevées qu'un certain niveau de référence, le mécanisme de modelage osseux est activé pour augmenter localement la résistance de l'os et s'assurer

que les déformations subséquentes demeurent sous ce seuil. Des déformations répétées peuvent entraîner des dommages microscopiques par fatigue. Si ces déformations demeurent sous un certain seuil, le remodelage osseux assure le remplacement du tissu osseux endommagé. Par contre, si ce seuil est excédé à répétition, le remodelage ne parvient pas à prévenir l'accumulation de dommages, ce qui affaiblit l'os et le rend vulnérable à des fractures.

Il existe d'autres théories pour lesquelles le stimulus mécanique n'est pas la déformation du tissu, mais les gradients de contraintes ou une autre mesure scalaire de l'amplitude des contraintes (ex. : l'énergie de déformation). Même s'il existe une controverse sur la nature du stimulus, l'ensemble des théories s'accorde pour dire que c'est une erreur de ce stimulus relativement à une valeur de référence qui active la formation ou la résorption osseuse (Martin et al., 1998). L'existence et la valeur de ces différents seuils pourraient être déterminées génétiquement.

1.3.2 Modulation mécanique de la croissance longitudinale

La croissance des os au niveau des tissus cartilagineux est également modulée par l'environnement mécanique, mais par des mécanismes différant de ceux impliqués dans le modelage et le remodelage osseux. La connaissance des phénomènes macroscopiques régissant cette modulation et des mécanismes sous-jacents est relativement peu développée. La modulation de la croissance est souvent associée à une relation reconnue, premièrement par Delpech en 1829, mais généralement nommée « loi » de Hueter-Volkmann en référant aux auteurs qui l'ont énoncée en 1862 (Arkin & Katz, 1956; Gooding & Neuhauser, 1965; Stokes et al., 1994). Ce principe stipule que les tissus cartilagineux réagissent aux pressions normales aux plaques de croissance. Une augmentation de la pression provoque une diminution du taux de croissance, alors qu'une réduction de la pression ou des forces de tension entraînent une accélération de la croissance. Il existe toutefois d'autres théories.

Alors que la « loi » de Hueter-Volkmann implique une relation continue et monotonique entre le chargement et la modulation de croissance, une relation plus complexe principalement basée sur des observations cliniques a été proposée par Frost (1990a).

Celui-ci propose un modèle de modelage cartilagineux sous la forme d'une courbe indiquant le taux de croissance (dG) d'une même plaque de cartilage sous différentes histoires de chargement. La courbe suggère qu'il y une croissance de base (BLG) dans les os des enfants même lorsque les charges mécaniques sont inexistantes.

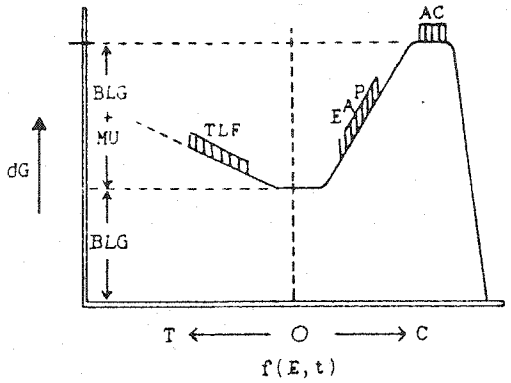


Figure 1.14 : Courbe du modelage cartilagineux (Frost & Schonau, 2001)

La courbe présente des zones spécifiques aux différents types de tissus cartilagineux : le cartilage chargé en tension aux attachements osseux des tendons, ligaments et fascias (TLF), les plaques de croissance chargées en compression (EAP), puis les cartilages articulaires chargés en compression (AC). Pour le tissu cartilagineux chargé en tension, une augmentation de ce chargement entraîne une accélération de la croissance. Pour un tissu cartilagineux chargé en compression, l'augmentation modérée de ces charges entraîne une augmentation de la vitesse de croissance, alors qu'une augmentation au-delà d'un certain seuil entraîne une diminution de la vitesse de croissance. Frost & Schonau (2001) suggèrent que les taux de croissance de base et maximum, et l'amplitude de la réponse sont en partie déterminés par des facteurs génétiques et varient selon l'emplacement anatomique du tissu cartilagineux.

Carter et al. (1987; 1988a; 1988b; 2001) ont proposé une théorie sur la croissance et l'ossification enchondrale. Ces auteurs utilisent des scalaires pour caractériser l'état de

contraintes dans les tissus osseux et cartilagineux : les contraintes hydrostatiques ou de dilatation, et les contraintes déviatoriques ou de distorsion. Les contraintes hydrostatiques correspondent à la moyenne des contraintes principales. Les contraintes déviatoriques sont non nulles lorsqu'une des contraintes principales diffère en amplitude ou en sens.

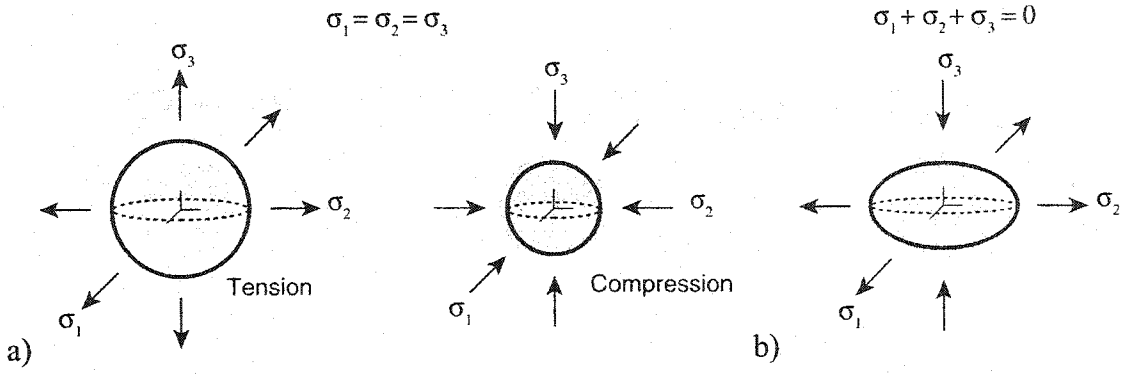


Figure 1.15 : a) Contraintes hydrostatiques pures : changement de volume, b) contraintes déviatoriques pures : changement de forme (adaptée de Carter & Beaupré, 2001)

Leur théorie se résume ainsi : la dégénération du cartilage et l'ossification enchondrale sont favorisées par les contraintes déviatoriques intermittentes et sont inhibées par les contraintes hydrostatiques intermittentes en compression. De plus, ces dernières ralentissent la croissance, alors que les contraintes hydrostatiques en tension l'accélèrent. Les auteurs posent l'hypothèse que ces mécanismes s'appliquent tout au long du développement, de la régénération (guérison de fractures) et du vieillissement.

De plus, les auteurs suggèrent que les plaques de croissance sont des surfaces perpendiculaires aux contraintes principales maximales résultant des activités physiques normales, donc des surfaces avec des contraintes de cisaillement minimums. Cette configuration permet d'éviter l'éventualité d'une ossification et d'une fermeture prématurées, ce qui assure un environnement viable pour le cartilage. L'étude de Lerner et al. (1998) supporte également le concept selon lequel la topologie des plaques de croissance est « conçue » de façon à réduire les contraintes de cisaillement. Carter et al. (1987; 1988a; 1988b; 2001) et Lerner et al. (1998) ne sont pas les seuls à soulever l'idée

d'alignement au niveau de la plaque de croissance. Frost & Jee (1994) proposent que les chargements mécaniques sur les plaques de croissance entraînent un alignement des nouveaux chondrocytes en colonnes parallèles à la ligne d'action des charges. Certains auteurs ont également observé une modification de la direction de croissance lorsque des forces de flexion ou de torsion étaient appliquées sur les plaques de croissance (Arkin & Katz, 1956; Moreland, 1980). L'application de forces avec une composante perpendiculaire à la direction de la croissance induit une déflection des colonnes cartilagineuses. Si ce chargement est maintenu, le cartilage se minéralise selon cette orientation.

1.3.2.1 Modèles mathématiques et intégration à la méthode des éléments finis

Certains auteurs ont proposé des modèles mathématiques des processus de croissance, de modulation de croissance et d'ossification enchondrale, puis les ont intégrés à la méthode des éléments finis. Le Tableau 1.1 récapitule et compare les différents modèles développés. L'ensemble des auteurs procède par un processus itératif où chaque cycle représente un incrément de temps donné. À chaque cycle, un chargement représentatif des charges réelles subies par les structures est appliqué sur le modèle par éléments finis. Par la suite, les auteurs calculent généralement un taux de croissance global incluant un taux de croissance de base et une modulation de cette croissance par les charges mécaniques. En réalité, le taux de croissance de base dépend de facteurs biologiques (B, voir Tableau 1.1). Dans les modèles, ce taux est généralement basé sur les taux de croissance physiologiques reportés dans la littérature. La composante de modulation de croissance dépend de facteurs mécanobiologiques (M, voir Tableau 1.1), c'est-à-dire un stimulus mécanique et la réponse du tissu à ce stimulus. Pour caractériser ce stimulus, les auteurs utilisent différentes mesures de l'état de contraintes dans le modèle par éléments finis. Pour représenter la sensibilité du tissu au stimulus, des coefficients de proportionnalité sont intégrés dans les modèles mathématiques. Pour produire un allongement ou un expansion des éléments basés sur les taux calculés, les auteurs procèdent par différentes techniques : une relocalisation géométrique des nœuds, une

application de forces externes pour déformer l'élément de la quantité désirée, ou une application de déformations initiales comparables à une augmentation de la température du matériau.

Chercheurs	Processus modélisés et hypothèse(s)	Modèles mathématiques	Intégration à la méthode des éléments finis	Application & validation	Limites
Stokes & Laible (1990)	Chargement représentant les contraintes résiduelles induites par la croissance		Application des forces non balancées de l'étape de croissance précédente	Vérifier l'hypothèse d'initiation de la scoliose par la croissance asymétrique des côtes.	Chargements gravitaire et musculaire négligés.
	Croissance et modulation de croissance	$\delta\varepsilon^i = \delta\varepsilon^i_B + \delta\varepsilon^i_M$	Allongement des éléments par l'application de déformations initiales		
	B Croissance de base longitudinale, constante, asymétrique gauche-droite	$\delta\varepsilon^x_B = \delta G^x,$ $\delta\varepsilon^y_B = \delta\varepsilon^z_B = 0$			
	M Variation de contraintes	$\delta\varepsilon^i_M = \delta G^x \beta^i \sigma^i$			
Villemure et al. (2000; 2002)	Débalancement initial de la géométrie de référence		Application d'un déplacement sur la future vertèbre apicale	Tester différentes hypothèses d'initiation de la scoliose.	Chargements gravitaire et musculaire simplifiés.
	Chargements gravitaire et musculaire		Application de forces externes verticales sur les vertèbres		
	Croissance et modulation de croissance				
	B Croissance de base longitudinale, constante	$\delta\varepsilon^x_B = \delta G^x$	Allongement des éléments par la relocalisation géométrique des nœuds		
	M État différentiel des forces internes entre les géométries de référence et débalancée	$\delta F^i_M = \beta^i \left(E^i F^i\right) \delta G^x$	Allongement des éléments par l'application de forces externes		

Tableau 1.1 : Intégration à la méthode des éléments finis des modèles de croissance, de modulation de croissance et d'ossification endochondrale

Chercheurs	Processus modélisés et hypothèse(s)	Modèles mathématiques	Intégration à la méthode des éléments finis	Application & validation	Limites
Heegaard et al. (1999)	Chargement représentant le mouvement de flexion des phalanges résultant de la contraction des muscles environnants		- Raccourcissement incrémental du tendon fléchisseur; - Application de forces externes constantes en tension sur le tendon extenseur.	Vérifier l'influence des charges mécaniques sur la morphogenèse des surfaces articulaires aux niveaux des phalanges.	- Contraintes déviatoriques négligées. - Croissance isotropique.
	Croissance et modulation de croissance : Isotropique	$\delta\varepsilon = k_B\delta\varepsilon_B + k_M\delta\varepsilon_M$	Expansion des éléments par l'application de déformations initiales		
	B Densité de chondrocytes	$\delta\varepsilon_B = a \times \rho(x)$			
	M Contraintes hydrostatiques maximales	$\delta\varepsilon_M = \gamma \times \max\lvert\sigma_h\rvert$			
Shefelbine et al. (2002)	1 cas de chargement représentant les charges induites sur le fémur la durant le cycle de marche		Application d'une distribution de pression sur le condyle fémoral	Vérifier que le développement de l'angle bicondylien du fémur résulte de l'influence des conditions de chargement sur la croissance	- Chargement musculaire et ligamentaire négligé - 1 seul cas de chargement; - Ossification enchondrale négligée.
	Croissance et modulation de croissance : Longitudinale	$\delta\varepsilon^y = \delta\varepsilon_B^y + \delta\varepsilon_M^y$	Expansion orthonormale des éléments dans la direction longitudinale.		
	B Croissance de base, constante	$\delta\varepsilon_B^y = \delta G^y$			
	M Contraintes déviatoriques et hydrostatiques	$\delta\varepsilon_M^y = 10 \times \sigma_d + 5 \times \sigma_h$			

Tableau 1.1 (suite) : Intégration à la méthode des éléments finis des modèles de croissance, de modulation de croissance et d'ossification endochondrale

Chercheurs	Processus modélisés et hypothèse(s)	Modèles mathématiques	Intégration à la méthode des éléments finis	Application & validation	Limites
Stevens et al. (1999)	5 cas de chargement représentant les étapes du mouvement de flexion du joint		Application d'une distribution de pression sur la surface articulaire	Simuler la croissance et l'ossification enchondrale d'un os long de 8 semaines de développement à 2 ans post-natal.	- Croissance isotropique ; - Après 1.4 ans, prédiction d'une fusion partielle de la plaque de croissance (en périphérie).
	Croissance et modulation de croissance : isotropique, proportionnelle à la vitesse de progression du cartilage dans les différentes zones (maturation)	$\delta\varepsilon = a \times \delta M$ $\delta M = b \times \delta M_B + c \times \delta M_M$			
	B Maturation actuelle et croissance selon l'âge	$\delta M_B = M(t) \times F(t)$	Expansion des éléments par la relocalisation géométrique des nœuds (calcul d'un facteur d'échelle basé sur le changement de longueur)		
	M Contraintes déviatoriques maximales et contraintes hydrostatiques minimales	$\delta M_M = \max_{i=1,5} \sigma_{d_i} + 0.35 \times \min_{i=1,5} \sigma_{h_i}$			
	Ossification enchondrale : fonction de la maturation actuelle et de la vitesse de maturation	$M(t+\Delta t) = M(t) + \delta M(t) \times \Delta t$	Remplacement du cartilage par de l'os par une modification du module d'Young		
	Remodelage osseux		Modification du module d'Young de l'élément pour refléter le changement de densité osseuse		
	B Âge du tissu osseux				
	M Contraintes et nombre de cycles de chargement				

Tableau 1.1 (suite) : Intégration à la méthode des éléments finis des modèles de croissance, de modulation de croissance et d'ossification endochondrale

1.4 Scoliose et traitements

La scoliose est une déformation tridimensionnelle complexe de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. Cette déformation est généralement détectée lors de présence d'une asymétrie du dos et son diagnostic est considéré positif lorsque la courbure latérale de la colonne vertébrale est supérieure à 10 degrés (Weinstein, 2001). Dans environ 80 % des cas, l'étiologie de la déformation ne peut être établie, la scoliose est alors dite idiopathique (Morrissy & Weinstein, 2001). La prévalence de la scoliose idiopathique adolescente (SIA) est de 2 à 3 %. Une plus forte prévalence est observée chez les filles, particulièrement pour les courbures plus sévères. Néanmoins, seulement 10% des cas diagnostiqués nécessitent un traitement actif de leurs déformations (Weinstein, 2001).

1.4.1 Description et évaluation de la scoliose

La caractéristique principale de la scoliose est une déviation latérale de la colonne vertébrale. Les courbures sagittales physiologiques sont également modifiées, puis une torsion du rachis et de la cage thoracique est observée. Dans le plan frontal, les quatre principaux types de courbures rencontrés sont les thoraciques, les lombaires, les thoraco-lombaires et les doubles courbures principales (Weinstein, 2001), voir Figure 1.16.

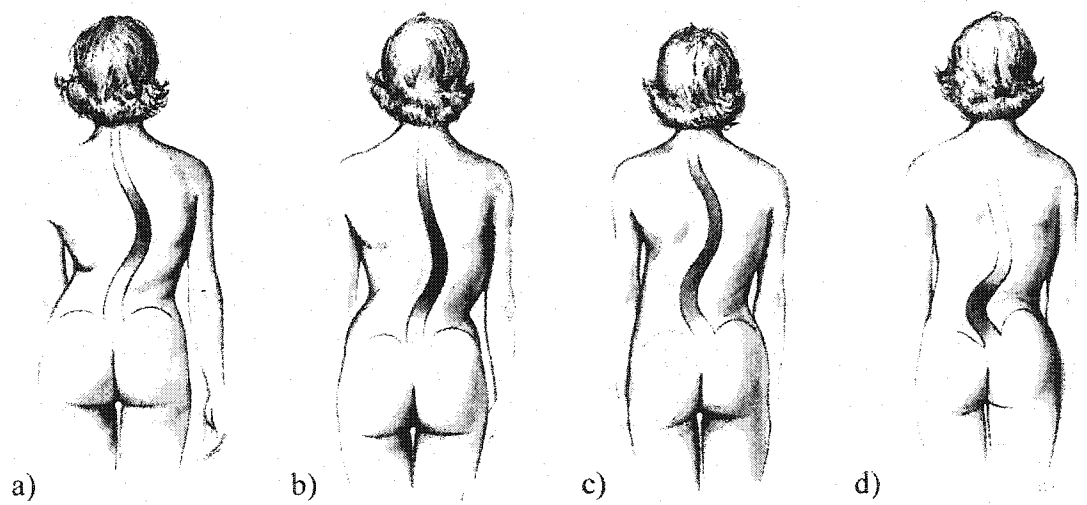


Figure 1.16 : Classement des courbures scoliotiques : a) thoracique droite, b) le thoraco-lombaire, c) thoracique droite – lombaire gauche, et d) lombaire gauche (Keim, 1982)

L'amplitude des courbures est généralement évaluée par la méthode de l'angle de Cobb. En clinique, cet angle est généralement mesuré directement sur les radiographies, il est alors circonscrit par les lignes tracées sur les vertèbres délimitant la courbure (Figure 1.17, a). Par contre, lorsqu'il est calculé analytiquement à partir d'une reconstruction 3D du rachis (Figure 1.17, b), il correspond à l'angle formé par les perpendiculaires aux points d'inflexions de la courbure projetée dans un plan spécifié (Stokes, 1994).

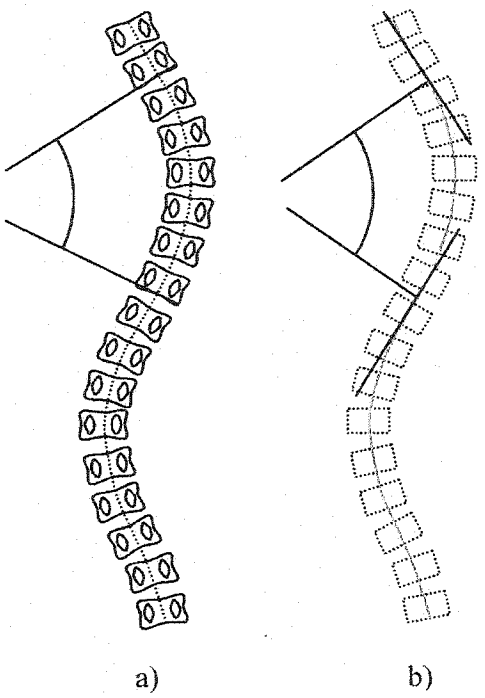


Figure 1.17 : Angle de Cobb : a) mesure clinique, b) mesure analytique (Delorme et al., 2003)

La torsion du rachis se traduit par une rotation axiale des vertèbres. Certaines méthodes caractérisent cette rotation à partir de radiographies (Nash & Moe, 1969; Perdriolle et al., 1979). D'autres techniques utilisent les reconstructions 3D (Stokes et al., 1986). Dans ce cas, la rotation correspond à l'angle entre l'axe *x* local de la vertèbre et l'axe *X* global lorsque projeté dans le plan transverse global (Stokes, 1994), voir Figure 1.18.

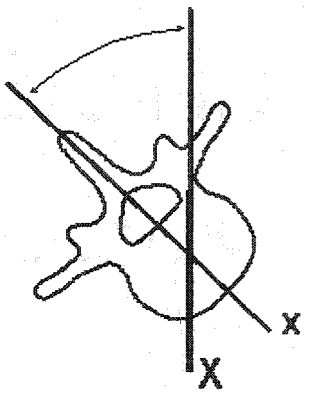


Figure 1.18 : Rotation axiale d'une vertèbre (Stokes, 1994)

Une scoliose est généralement suspectée par la présence d'une difformité de la cage thoracique qui apparaît sous la forme d'une asymétrie de la géométrie du dos (Figure 1.19, a). Cette déformation se nomme gibbosité. Au niveau thoracique, elle est caractérisée par la proéminence des côtes sur le côté convexe de la courbure et par la dépression des côtes sur la concavité. Elle est mise en évidence lorsque le patient effectue une flexion vers l'avant. Cette position maximise la déformation et est fréquemment utilisée comme test de détection (test d'inflexion avant d'Adams). Certains utilisent un scoliomètre conjointement à ce test pour caractériser cette angulation (Figure 1.19, b).

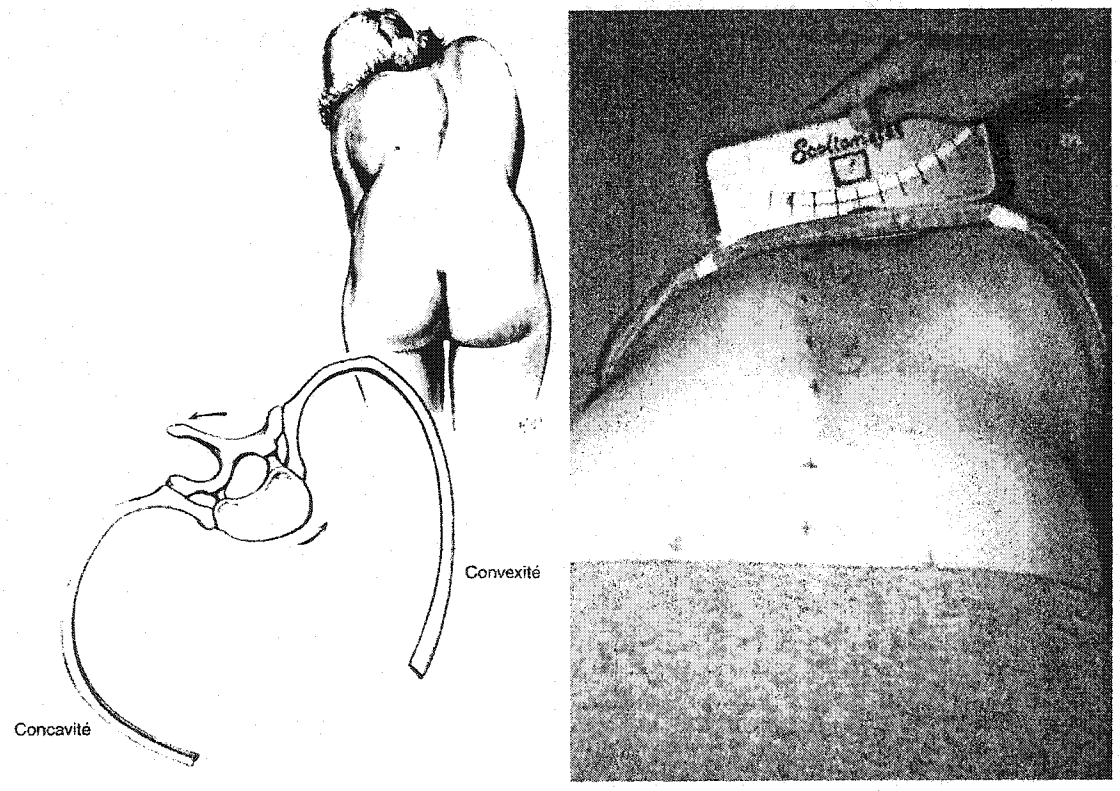


Figure 1.19 : Gibbosité, test d'inflexion avant (Keim, 1982), et scoliomètre (Morrissy & Weinstein, 2001)

La gibbosité peut également être caractérisée à partir d'une reconstruction 3D en mesurant l'angle dans le plan transverse de la ligne tangente aux côtes droites et gauches d'un même niveau (Delorme et al., 2001), voir Figure 1.20.

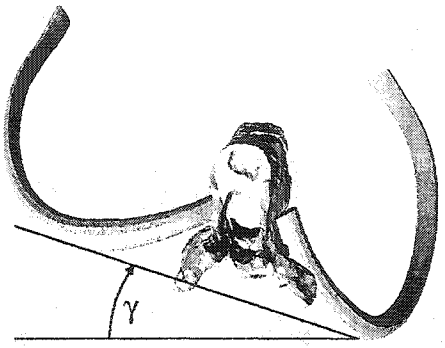
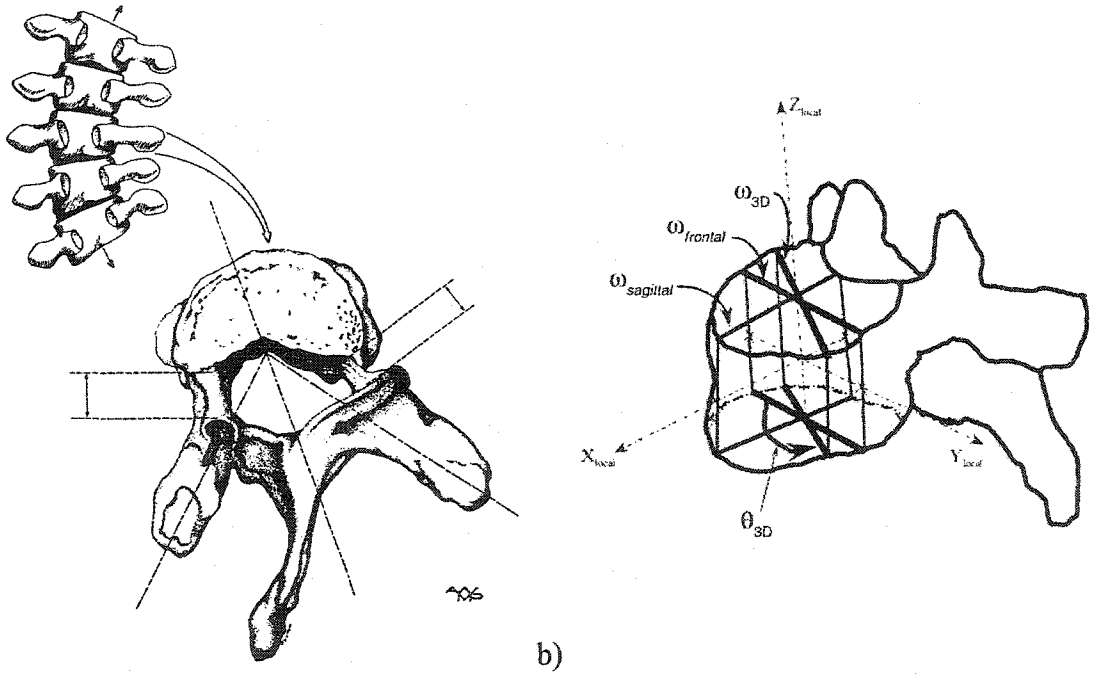


Figure 1.20 : Mesure de la gibbosité

La scoliose est caractérisée par des déformations locales des côtes, mais également des structures de la colonne vertébrale (Figure 1.21, a).



a) b)

Figure 1.21 : a) Déformations structurales des vertèbres et des disques intervertébraux (White & Panjabi, 1990), b) Mesure de la cunéiformisation (Aubin et al., 1998)

Les corps vertébraux et les disques intervertébraux démontrent une cunéiformisation (Perdriolle et al., 1979; Xiong et al., 1994; Aubin et al., 1998; Stokes & Aronsson, 2001). Celle-ci peut être caractérisée en mesurant l'angle formé par les lignes tracées sur la projection des plateaux vertébraux adjacents dans le plan désiré (Figure 1.21, b).

Des déformations structurales se développent également au niveau des pédicules, des apophyses épineuses et transverses des vertèbres (Xiong et al., 1995).

1.4.2 Étiologie et pathomécanique de la scoliose

1.4.2.1 Hypothèses d'initiation de la scoliose

À ce jour, l'étiologie de la scoliose idiopathique demeure toujours inconnue. L'ensemble des hypothèses proposées peuvent être regroupées en facteurs génétiques, neuromusculaires, hormonaux, biochimiques, biomécaniques ou de croissance. Il est largement reconnu que les facteurs héréditaires et génétiques jouent un rôle dans le développement de la scoliose. Toutefois, le mode d'hérédité demeure débattu, puis le ou les gènes impliqués demeurent à être identifiés (Lowe et al., 2000; Weinstein, 2001; Miller, 2002). Parmi les facteurs neuromusculaires, un dysfonctionnement du système nerveux central pourrait contribuer à une déficience de l'équilibre postural, puis au développement asymétrique de la colonne vertébral et des muscles paravertébraux (Veldhuizen et al., 2000; Burwell & Dangerfield, 2000; Lowe et al., 2000; Weinstein, 2001). Des études ont démontré que des hormones pourraient être impliquées dans l'initiation de la scoliose, entre autres : la mélatonine, la calmoduline et certaines hormones de croissance. À ce jour, leurs mécanismes d'action n'ont pas été clairement identifiés (Machida, 1999; Lowe et al., 2000). Des anomalies dans les patrons de croissance ont été observées chez les patients scoliotiques. Celles-ci pourraient entraîner une plus grande tendance du rachis à se déformer. Un flambement de la colonne vertébrale pourrait être dû à la présence d'une structure plus élevée et plus élancée, de même qu'à la présence d'une lordose thoracique résultant d'une surcroissance antérieure du corps vertébral relativement à la partie postérieure, ou à un écart de croissance entre la moelle épinière et le rachis (Veldhuizen et al., 2000; Burwell & Dangerfield, 2000; Lowe et al., 2000; Weinstein, 2001). D'autres asymétries de croissance pourraient être des facteurs étiologiques : au niveau des côtes (Lowe et al., 2000; Weinstein, 2001), puis au niveau des cartilages neurocentraux (Weinstein, 2001; Rajwani et al., 2002). Il est également plausible qu'une altération des tissus du système musculo-squelettique soit

impliquée. La stabilité de la colonne vertébrale dépend de l'intégrité de ses constituants structuraux (os, disque intervertébraux, ligaments) et des muscles qui s'y attachent. Différentes études ont démontré des changements dans la composition des tissus conjonctifs, une diminution de la densité osseuse et des anomalies dans les tissus musculaires chez les patients scoliotiques. Par contre, certains résultats sont contradictoires (Lowe et al., 2000; Weinstein, 2001). Pour l'ensemble des phénomènes observés, il est difficile de faire une distinction entre les anomalies primaires, qui en sont la cause, et les déformations secondaires, qui en résultent (Lowe et al., 2000). De plus, il est probable que la scoliose soit d'origine multifactorielle plutôt que de résulter d'une cause unique (Machida, 1999; Lowe et al., 2000).

1.4.2.2 Développement de la scoliose

Malgré le fait qu'il ne semble pas y avoir d'accord sur les causes initiant la scoliose, il est généralement accepté que la progression de la déformation est principalement due à un phénomène biomécanique auto-entretenu (Perdriolle et al., 1979; Stokes et al., 1996; Veldhuizen et al., 2000; Burwell & Dangerfield, 2000). Le débalancement initial du rachis induit un chargement asymétrique de ses structures (Stokes, 1997), ce qui altère leur croissance. En effet, la concavité de la courbure est soumise à des pressions plus élevées que la convexité. Ce différentiel de pression entraîne une croissance longitudinale asymétrique. Ceci résulte en une déformation des vertèbres, plus spécifiquement en une cunéiformisation du corps vertébral. Cette cunéiformisation survient tôt dans le développement de la courbure et elle est également présente au niveau des disques intervertébraux (Xiong et al., 1994; Stokes & Aronsson, 2001). Ces déformations locales ont pour effet d'accentuer la courbure initiale de la colonne vertébrale. En effet, l'amplitude de la cunéiformisation de ces structures semble corrélée avec l'amplitude de la courbure (Xiong et al., 1994; Stokes & Aronsson, 2001). Ainsi, la SIA évolue selon un cercle vicieux. Dans le cas des patients n'ayant pas atteint la maturité osseuse, la principale préoccupation est donc liée au risque de progression de la courbure. D'ailleurs, le choix du traitement dépend considérablement de cet aspect.

Chez ces patients, les facteurs influençant principalement la probabilité de la progression sont le type de courbure et son amplitude, puis le potentiel résiduel de croissance (Weinstein, 2001).

1.4.2.3 Scolioses expérimentales

Des scolioses expérimentales ont été produites chez des animaux dans le but principal de développer des modèles de la scoliose comparables à la scoliose idiopathique humaine. Ces modèles animaux sont utilisés pour investiguer l'étiologie et les mécanismes de développement de la déformation, mais également pour évaluer de nouvelles méthodes de traitements. Les principales méthodes expérimentales pouvant induire la scoliose peuvent être classifiées selon les catégories suivantes : déficience alimentaire, immobilisation, procédures systémiques comme la pinéalectomie, et procédures locales. Les procédures locales consistent à altérer : 1) les structures anatomiques de la colonne vertébrale (épiphyses, lames, apophyses épineuses ou transverses), 2) les tissus à proximité (ligaments, côtes ou muscles), ou 3) les tissus neuraux (moelle épinière ou nerfs intercostaux) (Kawakami et al., 1999).

Dans cette section, une attention particulière sera portée aux résections, raccourcissements et élongations de côtes étant donné que les chirurgies costales font l'objet de ce mémoire. Diverses études expérimentales ont démontré que la scoliose pourrait être causée par la faiblesse ou l'absence d'une structure sur la convexité de la courbure ou par la suractivité de son opposé sur la concavité. Plusieurs auteurs proposent que les chirurgies costales induisent des scolioses par ces mécanismes (Piggott, 1971; Sevastikoglou et al., 1978; Agadir et al., 1988; Sevastik et al., 1990a; Pal et al., 1991; Sevastik et al., 1993; Deguchi et al., 1995; Deguchi et al., 1996; Deguchi et al., 1997; Kawakami et al., 1999). Selon Piggott (1971), la résection de côtes entraîne l'application de charges plus élevées sur la colonne vertébrale par les côtes du côté opposé à l'intervention. Ce déséquilibre provoque un mouvement latéral et une rotation du rachis vers l'espace créé par la résection. Selon l'auteur, les forces plus graduelles

résultant de la croissance des côtes sont également en cause. Ce chargement déséquilibré peut ainsi fixer et accroître la déformation en modulant la croissance des vertèbres. D'ailleurs, les scolioses induites par chirurgies costales sont généralement progressives jusqu'à l'atteinte de la maturité osseuse (Kawakami et al., 1999). Les différentes interventions chirurgicales sur les côtes utilisées pour induire ou corriger des scolioses expérimentales sont résumées respectivement dans les Tableaux 1.2 et 1.3.

Auteurs	Animaux utilisés Espèce (Âge)	Nombre Initial (final)	Intervention et emplacement p/r à la colonne vertébrale	Nombre de côtes (niveaux)	Lieu sur la côte	Longueur	Courbures moy. (min.-max.) ou moy. ± déviation standard
Langenskiold & Michelsson (1961)	Lapins (7-16 jours)	25	Résection (droite)	5 c. (6^e-11^e)	Latéral au joint CT	2 mm	À ≈100-200 jours : 52 (?-125°)
		22	Résection (droite)	5 c. (6^e-11^e)	Col et tête costale		À ≈100-200 jours : 90 (40-170°)
Piggott (1971)	Lapins (7-21 jours)	14	Résection (gauche)	5 c. (6^e-11^e)	Latéral au joint CT	Court segment	À maturité osseuse : 8.5 (0-49°)
		19	Résection (gauche)	5 c. (6^e-11^e)	Col et tête costale		À maturité osseuse : 35 (0-92°)
Sevastikoglou et al. (1978)	Lapins (6-8 sem.)	10 (7)	Raccourcissement (gauche)	3 à 4 c. (≈ 7^e-10^e)	Latéral au joint CT	10-20 mm	À 8 sem. : 5 (0-11°) À 16 sem. : 2 (0- 6°)
		10 (3)	Idem+ostéotomie (droite)	Idem	Idem	Idem	Post-op. : ≈ 0° À 18 sem. : 47 (36-68°)
Sevastik et al. (1990a)	Lapins	18 (16)	Élongation (droite)	1 c. (5,6,7 ou 8^e)	Milieu	10 mm	À 2 sem. post-op. : 19 (10-30°)
Sevastik et al. (1993)	Lapins adultes	6	Élongation (droite)	3 c. (≈ 8^e-10^e)	Latéral au joint CT	7 mm	Post-op. : 19 (8-25°)
Deguchi et al. (1995)	Poules (2,4 ou 10 sem.)	35 (30)	Ostéotomie (gauche)	1,2 ou 3 c. (≈ 4^e-6^e)	Latéral au joint CT		À 20 sem. post-op. : (0-3°)
		35 (26)	Résection (gauche)	Idem	Idem	3 mm	À 20 sem. post-op. :

	2 sem.	4 sem.	10 sem.
1 c.	3(2-3°)	2(2-3°)	-
2 c.	25(17-33°)	18(16-20°)	-
3 c.	65(52-77°)	42(29-61°)	8(1-11°)

Deguchi et al. (1997)	Poules (4 sem.)	6	Résection (gauche)	3 c. (4^e-6^e)	Latéral au joint CT	3 mm	À 20 sem. : 25 ± 7°

Tableau 1.2 : Production de scolioses expérimentales par des interventions chirurgicales sur les côtes

Auteurs	Animaux utilisés		Intervention d'induction et emplacement p/r à la colonne vertébrale	Courbures moy. (min.-max.) ou moy. ± déviation standard	Intervention de correction et emplacement p/r à la courbure	Nombre de côtes ou niveaux	Lieu sur la côte	Longueur	Courbures moy. (min.-max.) ou moy. ± déviation standard
	Espèce (Âge)	Nombre initial (final)							
Sevastik et al. (1990b)	Lapins (≈ 5 mois)	7 (6)	Résection de 3 nerfs intercostaux (droite) (Agadir, 1988)	À 3 mois post-induction : 23 (17-26°) Convexité à gauche	Élongation (convexité)	1 c. (1,2,3 ou 4 niveaux au-dessus de l'apex)	Milieu	10 mm	À 1 sem. post-correction : -3 (-4, -1°) À 3 sem. post-correction : 1 (-1, 3°), un cas à 17° (glissement du dispositif)
Deguchi et al. (1996)	Poules (3 jours)	20 (12)	Pinéalectomie	- > 20° - Progression rapide : (4 poules) à 2 sem. Progression graduelle : (8 poules) à 4 sem.					À 20 sem. : - Progression rapide : (4 poules) 82 (75-85°) - Progression graduelle : (8 poules) 39 (24-55°)
		20 (10)	Pinéalectomie	- > 20° - Progression rapide : (7 poules) à 2 sem. Progression graduelle : (6 poules) à 4 sem.	Résection (concavité)	3 c. (à l'apex, au-dessus et au-dessous)	Latéral au joint CT	3 mm	À 20 sem. : - Progression rapide : (5 poules) 32 (6-56°) - Progression graduelle : (5 poules) 19 (14-22°)
Deguchi et al. (1997)	Poules (3 jours)	6 (6)	Pinéalectomie	À 4 sem. : > 20°					À 20 sem. : 42 ± 21°
		6 (6)	Pinéalectomie	À 4 sem. : > 20°	Résection (concavité)	3 c. (à l'apex, au-dessus et au-dessous)	Latéral au joint CT	3 mm	À 20 sem. : 18 ± 5°

Tableau 1.3 : Correction de scolioses expérimentales par des interventions chirurgicales sur les côtes

Les résections et les raccourcissements de côtes ont produit des courbures dont la convexité correspond au côté opéré (Piggott, 1971; Sevastikoglou et al., 1978; Deguchi et al., 1995; Deguchi et al., 1997). Les élongations de côtes quant à elles ont produit des courbures avec la convexité située du côté opposé à l'intervention (Sevastik et al., 1990a; Sevastik et al., 1993). Des observations similaires ont été faites chez des patients humains ayant développé des scolioses suite à des résections de côtes pour le traitement d'autres pathologies (DeRosa, 1985; Kawakami et al., 1994). Dans les 6 cas étudiés par DeRosa (1985), les sujets ont développé des courbures dont la convexité était fonction du type de pathologie. Par contres, pour les 11 cas étudiés par Kawakami et al. (1994), la convexité de la courbure se situait du côté de l'intervention. Les 2 études ont conclu que l'inclusion d'un plus grand nombre de côtes dans l'intervention entraîne une courbure plus sévère. De plus, les auteurs ont observé une progression plus importante chez les sujets plus jeunes. Les mêmes conclusions ont été tirées par Deguchi et al. (1995) pour les poulets.

Certains auteurs ont observé que la régénération rapide des côtes opérées peut prévenir la production de la scoliose (Langenskiold & Michelsson, 1961; Piggott, 1971; Deguchi et al., 1995). Selon eux, ceci résulte du fait que l'union osseuse rétablit le support à la colonne vertébrale. Deguchi et al. (1995) ont observé que plus il y avait de côtes opérées qui s'étaient fusionnées au moment du suivi, moins les scolioses engendrées étaient sévères. De plus, Deguchi et al. (1996) ont observé une reprogression de la courbure chez 7 des poulets qui avaient subi des résections sur la concavité pour corriger des scolioses induites par pinéalectomie, et cela malgré une régression ou un ralentissement initial de la progression.

Les déformations tridimensionnelles des scolioses qui ont été induites sont comparables à celles observées chez les humains atteints de scoliose idiopathique. La résection de côtes résulte en une rotation du corps vertébral apical du côté de la convexité (Langenskiold & Michelsson, 1961; Piggott, 1971; Deguchi et al., 1995; Deguchi et al.,

1997). Dans le cas de la gibbosité, elle a été observée sur la convexité dans certaines études (Langenskiold & Michelsson, 1961; Deguchi et al., 1995), mais sur la concavité dans d'autres (Deguchi et al., 1997). Les élongations de côtes produisent quant à elle une rotation axiale et une gibbosité dont l'emplacement varie selon le lieu de l'intervention sur la côte. Elle se situe sur la concavité pour une intervention au milieu de la côte (Sevastik et al., 1990a), puis sur la convexité pour une intervention latérale au joint CT (Sevastik et al., 1993). Dans la SIA humaine, la rotation axiale et la gibbosité apicales sont généralement situées sur la convexité de la courbure. Deguchi et al. (1997) ont également documenté l'effet d'une résection sur la concavité d'une courbure préalablement induite. Ils ont noté une diminution de la courbure, mais également un arrêt de la détérioration de la rotation de la vertèbre apicale.

1.4.3 Traitements orthopédiques

Le choix d'un traitement pour la SIA dépend de plusieurs facteurs : l'amplitude et le type de courbure, le risque de progression, la maturité osseuse, l'aspect cosmétique, mais également le désir du patient et la probabilité d'apporter des bénéfices significatifs à court et à long termes. De façon générale, les traitements non-chirugicaux s'adressent aux patients présentant une courbure avec une amplitude minimale de 25° et maximale de 45°. Les patients présentant une courbure de plus faible amplitude sont seulement suivis afin de détecter une progression de la déformation, alors que l'éventualité d'un traitement chirurgical doit être évaluée pour les courbures supérieures à 45°. Ces indications ne sont que des lignes directrices, et chaque cas doit être évalué individuellement en considérant l'ensemble des facteurs (Morrissy & Weinstein, 2001; Weinstein, 2001).

1.4.3.1 Traitements non-chirurgicaux

Les traitements non-chirurgicaux ont pour but de prévenir la progression de la déformation et ainsi, d'éviter le recours aux traitements chirurgicaux. À ce jour, le port de corset est le seul traitement non-chirurgical ayant démontré une influence sur la

progression de la SIA. En se basant sur des études expérimentales, certains auteurs avaient proposé les stimulations électriques des muscles sur la convexité de la courbure comme alternative au traitement par corset. Toutefois, les différentes études menées sur cette méthode ont démontré des résultats contradictoires. Par conséquent, il n'y a actuellement pas d'indications pour ce type de traitement dans la SIA (Weinstein, 2001).

Le premier corset à être proposé comme traitement non-opératoire fut le corset de Milwaukee dans les années 1950. Celui-ci avait originalement été conçu comme méthode de stabilisation postopératoire suite à une fusion de la colonne vertébrale. Par la suite, plusieurs types d'orthèses ont été proposés (Weinstein, 2001), voir Figure 1.22.

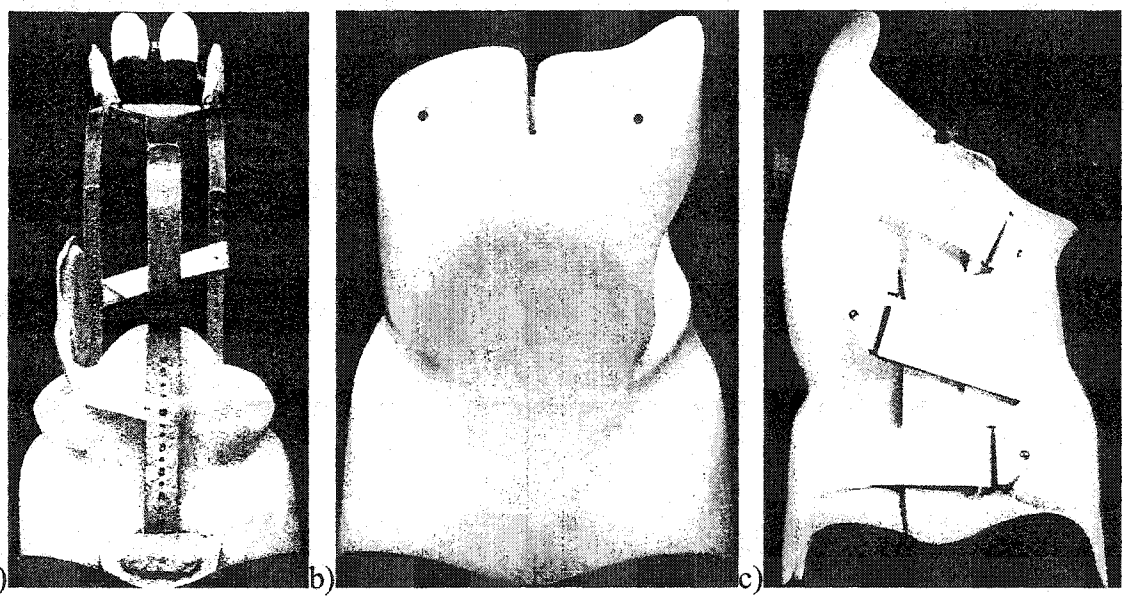


Figure 1.22 : Types de corsets : a) corset de Milwaukee, b) corset de Boston, c) corset de Charleston (Morrissy & Weinstein, 2001)

Théoriquement, le port d'un corset agit en appliquant des forces externes sur le tronc, qui sont transmises à la colonne vertébrale dans le but de moduler la croissance. Par conséquent, ce type de traitement s'adresse plutôt à des sujets n'ayant pas atteint la maturité osseuse. Les forces qui ont été utilisées incluent des tractions longitudinales et des pressions latérales par des coussinets, des courroies ou le corset lui-même (Morrissy & Weinstein, 2001; Weinstein, 2001). L'efficacité du traitement par corset demeure

toujours questionnée étant donné le peu d'essais cliniques pour en témoigner. Une des difficultés dans l'évaluation de son efficacité est le manque de moyens pour évaluer l'assiduité aux traitements. De plus, l'élaboration d'études rétrospectives soulève des questions éthiques étant donné que le port du corset est solidement établi comme traitement standard. Pour ces raisons, certains centres préconisent plutôt des méthodes non-interventionnistes dans le suivi de leurs patients (Goldberg et al., 2001).

1.4.3.2 Traitements chirurgicaux

La revue des connaissances sur les traitements chirurgicaux dans la SIA provient principalement de Morrissy & Weinstein (2001). Ces traitements visent à améliorer l'alignement et l'équilibre de la colonne vertébrale, puis à prévenir la progression de la courbure. L'instrumentation et la fusion de la colonne vertébrale procure la meilleure méthode pour obtenir des corrections durables. L'ensemble des méthodes actuelles comptent sur le développement d'une masse osseuse fusionnée stable pour maintenir la correction à long terme avec les tiges jouant le rôle de stabilisateur durant la fusion.

L'instrumentation postérieure d'Harrington fut la première proposée dans le début des années 1960 comme alternative au plâtre. Cette technique a comme principe d'exercer des forces de distraction à l'aide d'une tige du côté concave et des forces de compression à l'aide d'une seconde tige du côté convexe. Des modifications subséquentes à la technique d'Harrington ont été apportées par Luque et Dove pour tenter de préserver la cyphose thoracique et la lordose lombaire : l'utilisation de fils métalliques sous-laminaires et de tiges en forme de cadre. Ce n'est que près de 20 ans plus tard que Cotrel et Dubousset ont introduit un système multi-segmentaire. La correction de la courbure et la stabilité postopératoire furent améliorées grâce à cette fixation segmentaire et à la possibilité de profiler la tige en fonction des courbures sagittales voulues. Plusieurs systèmes d'instrumentation postérieure utilisant les mêmes concepts sont maintenant disponibles. Les options actuelles pour l'attachement de la tige sont des crochets pouvant se fixer aux pédicules, aux lames ou aux apophyses transverses, ou des

vis pédiculaires. Des systèmes d'instrumentation antérieure qui se fixe aux corps vertébraux à l'aide de vis ont également été proposés.

Différentes stratégies existent pour rétablir l'alignement de la colonne vertébrale dans le plan frontal. Certains connectent l'ensemble des sites de fixation à la tige préformée au profil sagittal désiré, puis effectuent une rotation de celle-ci du plan frontal au plan sagittal. Une autre méthode consiste à bloquer la tige dans l'orientation de correction anticipée, puis de rapprocher séquentiellement le rachis vers la tige.

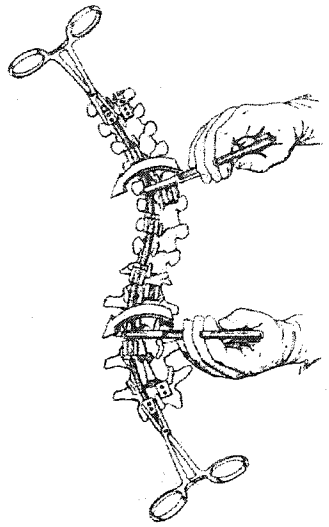


Figure 1.23 : Manœuvre de rotation de l'instrumentation Cotrel-Dubousset (Morrissy & Weinstein, 2001)

Par la suite, des forces de distraction et de compression sont appliquées pour accroître les corrections obtenues dans les plans frontal et sagittal. Dans la plupart des systèmes d'instrumentation postérieure, la première tige est insérée sur la concavité de la courbure et procure la majeure partie de la correction. La seconde tige insérée sur la convexité ajoute principalement de la stabilité et de la résistance à la fatigue. De plus, les deux tiges sont généralement liées ensemble par un dispositif pour améliorer la stabilité.

Le choix du type d'instrumentation dépend du type de courbure, des déformations dans le plan sagittal, de l'âge du patient et de l'expérience du chirurgien. Un élément à considérer est le phénomène de « crankshaft », i.e. la circonstance où les vertèbres continuent à croître malgré la réussite d'une fusion postérieure, ce qui résulte en une détérioration de la rotation vertébrale et de la gibbosité, et en une perte de correction de la courbure. Les patients instrumentés à un jeune âge présentent un risque de développer ce phénomène de « crankshaft ». Les radiographies préopératoires sont utilisées dans la

planification de l'intervention, entre autres les radiographies de flexion latérale qui facilitent le choix des niveaux à fusionner et qui permettent d'évaluer la flexibilité de la colonne vertébrale.

1.4.3.3 Interventions chirurgicales sur la cage thoracique

La gibbosité est certainement la déformation la plus visible et ayant le plus d'impact psychologique chez les patients scoliotiques. Malheureusement, la majorité des méthodes utilisées pour le traitement de la scoliose ne s'adressent pas de façon directe à la cage thoracique. Une importante proéminence des côtes sur la convexité ou une insatisfaction du patient face à son apparence sont donc des indications pour l'inclusion d'une thoracoplastie (ou costoplastie) dans la stratégie chirurgicale (Harvey et al., 1993). L'intervention consiste à réséquer des segments de côtes au niveau de la proéminence. Généralement, l'ensemble des côtes contribuant à la gibbosité sont incluses dans l'intervention, puis les segments s'étendent de latéralement à l'apophyse transverse jusqu'au-delà de la déformation. Les limites de celle-ci devraient être déterminées par une évaluation préopératoire. Un mauvais jugement de son étendue est la principale cause d'échec de cette intervention (Steel, 1983). Dans le cas où l'apophyse transverse et le joint CT participent à la déformation dû à des rotations importantes des vertèbres, ils devraient être inclus dans l'excision (Manning et al., 1973; Steel, 1983).

Certains auteurs laissent les extrémités des côtes libres suite à la résection, d'autres rapprochent et fixent les extrémités des côtes généralement au moyen de sutures de fil métallique. Dans ce mémoire, le terme « raccourcissement » de côtes sera utilisé pour désigner ce type d'intervention. Certains auteurs vont fixer la portion latérale de la côte à l'extrémité médiale de la côte située à un ou deux niveaux plus bas (Broome et al., 1990; McClellan et al., 2001). Cette technique est la procédure introduite par Schollner (Figure 1.24). Elle facilite le rapprochement des côtes dans le cas où plus de 3 cm sont réséqués, puis elle accentue l'atténuation de la déformation costale (McClellan et al., 2001).

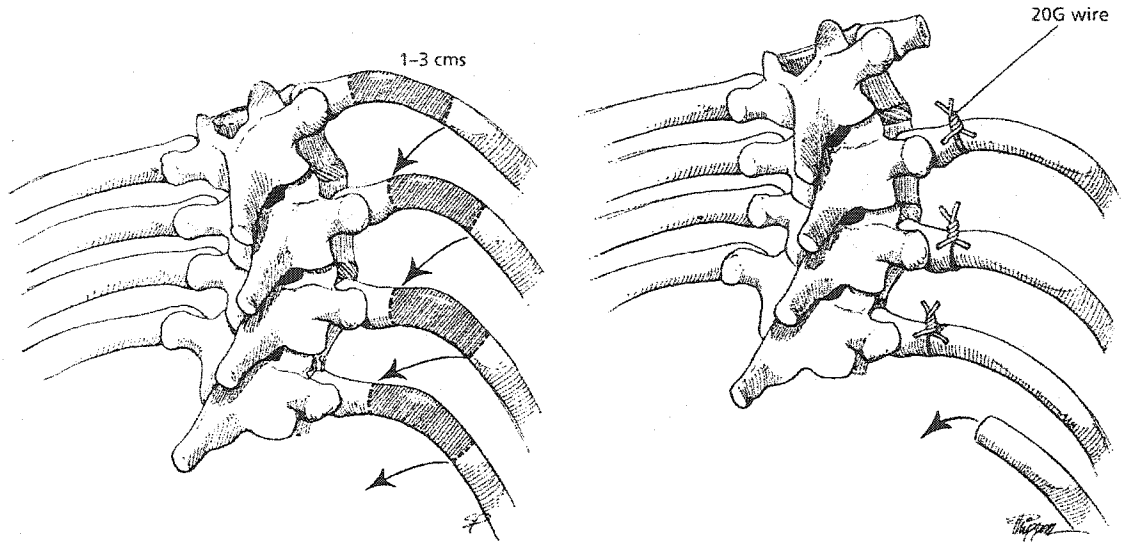


Figure 1.24 : Résection et raccourcissement de côtes, avec déplacement caudal de l'extrémité latérale des côtes réséquées (McClellan et al., 2001)

D'autres techniques sont parfois utilisées pour améliorer la correction du contour du dos : une transposition du muscle érecteur spinal de la convexité à la concavité (Broome et al., 1990) ou une procédure bilatérale qui consiste à transférer des segments excisés de la convexité à la concavité (Broome et al., 1990; McClellan et al., 2001).

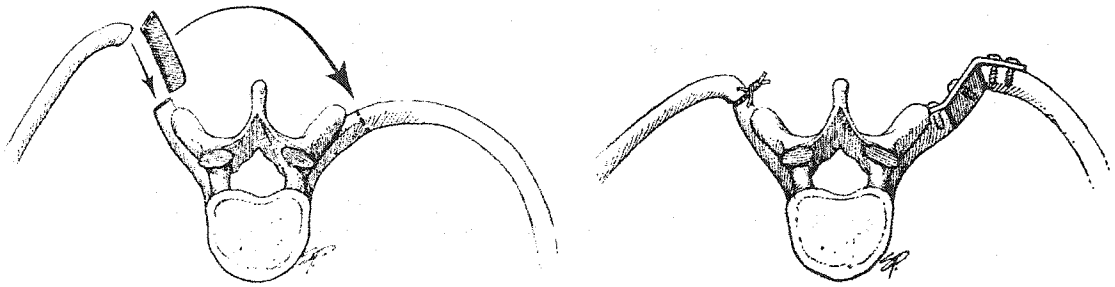


Figure 1.25 : Procédure bilatérale : transfert du segment de côte réséqué de la convexité à la concavité (McClellan et al., 2001)

La technique standard est une procédure externe qui nécessite une incision de la peau et une division des muscles superposés aux côtes. La majorité des auteurs utilisent l'incision effectuée au niveau de la ligne milieu du dos pour l'instrumentation postérieure (Broome et al., 1990; Barrett et al., 1993; Geissele et al., 1994; Lenke et al., 1995; McClellan et al., 2001). D'autres effectuent une incision supplémentaire au-

dessus de la proéminence des côtes (Steel, 1983; Owen et al., 1986). De nouvelles techniques par voie interne à la cage thoracique ont été proposées. Shufflebarger et al. (1994) ont décrit une technique procédant par la voie d'une thoracotomie. Cette procédure est avantageuse lorsqu'une thoracotomie est réalisée pour effectuer un relâchement ou une instrumentation antérieurs. Mehlman et al. (1997) ont proposé une technique endoscopique (Figure 1.26).

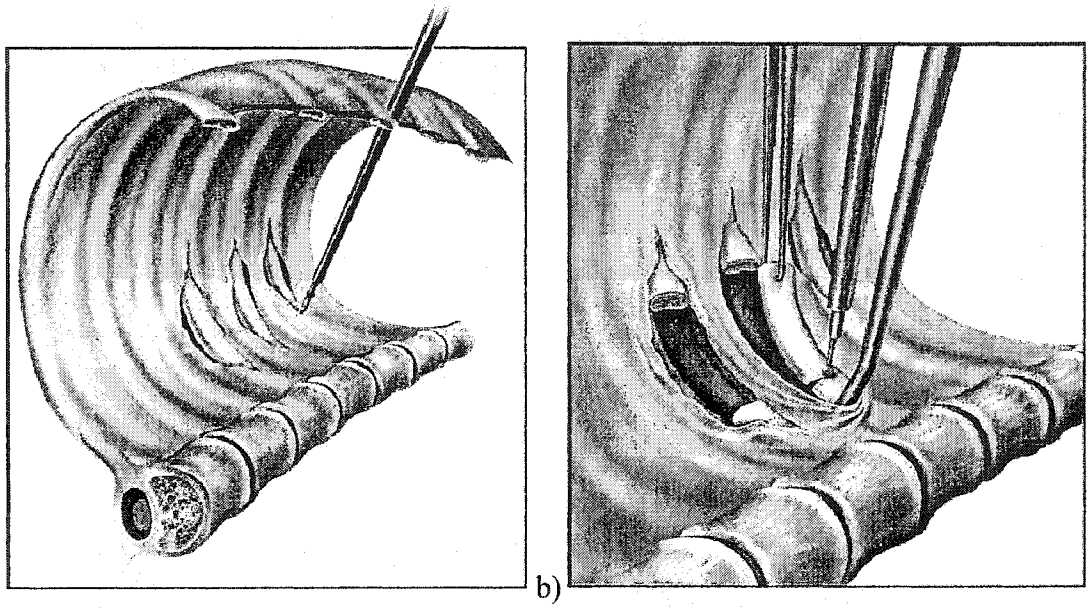


Figure 1.26 : Thoracoplastie interne par voie endoscopique : a) exposition, et b) ostéotomie des côtes (Mehlman et al., 1997)

Le Tableau 1.4 résume les études cliniques portant sur les thoracoplasties utilisées dans un but cosmétique. Certains auteurs effectuent cette intervention de façon préliminaire (P) ou secondaire (S) à une instrumentation et fusion du rachis. D'autres l'effectuent de façon concomitante (C). Ceci permet d'utiliser les segments de côtes réséquées comme greffe osseuse pour la fusion, ce qui évite de prélever du tissu osseux au niveau de la crête iliaque (Steel, 1983; Owen et al., 1986; Barrett et al., 1993; Shufflebarger et al., 1994; Geissele et al., 1994).

Auteurs	Patients			Type d'intervention	Nombre de côtes (niveaux)	Lieu sur la côte	Longueur
	Nombre (origine idiopathique)	Âge moyen	Moment p/r à l'instrumentation				
Manning et al. (1973)	28 (8 paralytiques, 19 non-paralytiques)	17.5	?	Résection + attachement de l'extrémité distale de 3 côtes ou plus à l'apophyse transverse	5-6 (3 à 6 c.)	Bout postérieur	≈ 10 cm
Steel (1983)	370 (304)	15.25 (7-19)	C	Résection + plâtre (3 mois)	≈ 5 c.	À partir du corps vertébral	≈ 12 cm
	22 (22)	(22-51)	S				
Owen et al. (1986)	42 (28)	14.2 (7-18)	P (≈ 2 sem.)	Raccourcissement + plâtre (jusqu'à 12 mois)	5 (4 à 6 c.) (4°-11°)	Latéral au col (joint CT inclus)	-
Broome et al. (1990)	21 (9)	19 (14-29)	S	Procédure de Schollner + transposition du muscle érecteur spinal	≈ 8 c. (3°-10°)	Latéral au joint CT	-
	- 2			+ transfert des segments réséqués à la concavité			
Barrett et al. (1993)	35 (35)	14.3 (12-17)	C	Résection	≈ 5 c.	Latéral au col (joint CT et apophyse transverse inclus)	1-3 cm
	20 (20)	24.4 (19-35)	S				
Geissele et al. (1994)	50 (15) :	27±12		Résection	≈ 7 (2-11 c.)	Latéral au joint CT	-
	- 9		S				
	- 41		C				
Shufflebarger et al. (1994)	7 (7)	12.4 (11-15)	C	Thoracotomie (1 c.) + résection	3-4 c.	Tête (désarticulée)	-
Lenke et al. (1995)	19 (19)	13.9	C	Résection	≈ 7 (5-9 c.)	Latéral au joint CT	
	7 (7)	38.3 (31-54)					
Mehlman et al. (1997)	2 (2)	12.6	C	Résection par voie endoscopique + 1 segment de côtes laissé *in situ*	(5°-10°)	Latéral au joint CT	-
		13.2			(4°-8°)		

Tableau 1.4 : Études cliniques de thoracoplasties pour la réduction de la proéminence des côtes

Les diverses études ont démontré une grande satisfaction des patients face aux résultats des thoracoplasties (Manning et al., 1973; Broome et al., 1990; Geissele et al., 1994). Dans l'étude de Steel (1983), une évaluation subjective de l'apparence du dos a démontré que des 392 patients seulement 3% ont présenté des résultats insatisfaisants. Il existe peu d'études avec des évaluations objectives de la correction. Barrett et al. (1993) ont noté une diminution significative et maintenue des mesures de la déformation. Lenke et al. (1995) ont noté une réduction significative de la gibbosité de 37%. Dans l'étude de Geissele et al. (1994), la réduction de la proéminence mesurée suite à une instrumentation et fusion du rachis était respectivement de 71% et de 17% pour les groupes avec ou sans thoracoplastie. L'amélioration cosmétique entraîne des effets psychologiques bénéfiques, particulièrement chez les patients pour qui la déformation était embarrassante (Manning et al., 1973; Broome et al., 1990).

Barrett et al. (1993) ont distingué deux types de déformations des côtes et ont proposé des paramètres de résection appropriés à chacun. Les patients avec des scolioses précoces présentent une proéminence caractérisée par une vive angulation située près de l'apophyse transverse. Pour ces patients, ils suggèrent la résection d'un court segment médialement, accompagné d'un rognage de l'apophyse transverse. Les patients dont les scolioses sont apparues plus tardivement ont généralement une proéminence caractérisée par une angulation plus légère, mais plus étendue. Dans ces cas, il est plus approprié de réséquer un segment plus long et situé plus latéralement.

Un des inconvénients engendré par l'intervention est la diminution des fonctions respiratoires particulièrement dans les premiers mois postopératoires. Chez les adolescents, la perte est généralement récupérée entre 1 à 3 ans (Manning et al., 1973; Steel, 1983; Owen et al., 1986; Lenke et al., 1995; Vedantam et al., 2000). Cette récupération est probablement due à la croissance résiduelle de la cage thoracique (Owen et al., 1986). Néanmoins, ces interventions devraient être évitées chez les

patients ayant des fonctions pulmonaires préopératoires réduites (Owen et al., 1986; Broome et al., 1990; Barrett et al., 1993; Lenke et al., 1995).

Certains préfèrent que les patients aient atteint la maturité osseuse avant de performer l'intervention (Broome et al., 1990) pour ne pas altérer la courbure de la colonne vertébrale (Manning et al., 1973) ou par crainte d'une récurrence de la déformation chez les patients ayant subit une instrumentation postérieure et étant à risque pour le phénomène de « crankshaft » (McClellan et al., 2001). Dans leur étude, Barrett et al. (1993) n'ont pas détecté de différences significatives dans le maintien de la correction entre les patients matures (Risser IV et V) et immatures (Risser I et II).

Jusqu'à maintenant les thoracoplasties ont été principalement utilisées dans le but d'apporter une amélioration cosmétique de la gibbosité. Certains utilisent des résections ou des sections de côtes sur la concavité pour augmenter la flexibilité du rachis. Ceci permet d'améliorer le résultat d'instrumentation postérieure chez les patients avec des courbures rigides (Mann et al., 1989; Morrissy & Weinstein, 2001). Ces interventions réduisent l'effet de butée des côtes et permettent de rétablir une position plus centrale de la colonne vertébrale lors de l'instrumentation.

De plus, en se basant sur les résultats d'études expérimentales, certains auteurs (Piggott, 1971; Barnes, 1979; Xiong & Sevastik, 1998) ont utilisé des résections ou des raccourcissements de côtes sur la concavité pour traiter des patients scoliotiques en période de croissance dans le but de renverser ou de ralentir la progression de la courbure (Tableau 1.5).

Auteurs	Patients			Type d'intervention	Nombre de côtes (niveaux)	Lieu sur la côte	Longueur	Courbure finale moyenne
	Nombre (origine idiopathique)	Âge moyen	Courbure moyenne					
Piggott (1971)	27 (25)	6.4 (3-14)	64 (38-98°)	Résection + division des ligaments des joints CT et CV + corset au cours du suivi	≈ 6 c. (6e-11e)	Col et tête costale inclus + segment de 5 cm latéral au joint CT	-	Suivi moyen de 2.4 (1-5 ans) : 58.5 (38-95°)
Barnes (1979)	48 (48)	5 (2-11)	80 (41-140°)	Résection + division des ligaments des joints CT + plâtre et corset en alternance	4 c.	Latéral à la tête costale jusqu'à 1 cm latéral à l'angle postérieur	-	Suivi moyen de 6 (3-10 ans) : (7-132°)
	19 (19)	6 (2-12)	79 (50-110°)	Plâtre et corset en alternance				Suivi moyen de 6 (1-11ans) : (36-137°)
Xiong & Sevastik (1998)	1 (1)	7	46°	Raccourcissement	3c. (7e, 8e et 9e)	Latéral au joint CT	2 cm	À 2.25 ans post-op. : 21°

Tableau 1.5 : Études cliniques de résections ou raccourcissements de côtes sur la concavité pour la rétrogression de la courbure

Plusieurs cas ont démontré un ralentissement de la progression de la courbure, puis certains ont présenté une rétrogression (Piggott, 1971; Barnes, 1979; Xiong & Sevastik, 1998). Parmi ceux-ci, il y a 5 patients de l'étude de Piggott (1971) qui avaient une courbure progressive préalablement à l'intervention et qui n'ont suivi aucune autre forme de traitement. Ces 5 patients étaient âgés de moins de 5 ans au moment de l'intervention. Toutefois, l'auteur n'a pas effectué de comparaison avec un groupe similaire sans intervention sur les côtes. Lors de la comparaison de ces deux groupes, Barnes (1979) a noté aucune différence significative en ce qui concerne l'amplitude de la courbure au moment du suivi et son taux de progression. Toutefois, la courbure moyenne au moment de la résection de côtes était de 80° et seulement 4 des 48 patients avait une courbure inférieure à 60°. Il serait possible que ces interventions soient plus efficaces pour de courbures de plus faible amplitude. Le cas présenté par Xiong & Sevastik (1998) est isolé, par contre il ouvre la voie à de nouvelles options pour le traitement des patients scoliotiques. Le grand nombre de variables à contrôler rend ardu la comparaison de différents groupes et de différentes études. Toutefois, les auteurs s'entendent sur le fait que ce type d'intervention présente un potentiel pour les patients en période de croissance (Piggott, 1971; Barnes, 1979; Xiong & Sevastik, 1998).

1.5 Modèles du tronc développés à l'École Polytechnique et à l'Hôpital Ste-Justine

1.5.1 Reconstruction 3-D et modèles géométriques

Une technique de reconstruction stéréo-radiographique 3D a été développée afin de construire des modèles géométriques personnalisés à la géométrie du tronc sujet (Dansereau et al., 1990; Delorme S. et al., 1999; Delorme et al., 2003). Cette technique requiert l'acquisition de trois images radiographiques : une postéro-antérieure (PA-0°), une seconde postéro-antérieure avec un angle d'incidence de 20° (PA-20°) et une latérale (LAT). Lors de la prise de radiographies, un appareil de positionnement permet au sujet

d'adopter une position adéquate et normalisée. L'appareil est également doté d'un objet de calibrage dont les coordonnées 3D sont connues.

Sur l'ensemble des vues radiographiques, les points de l'objet de calibrage sont identifiés et numérisés, ainsi que les repères atomiques suivants : pour chacune des vertèbres, six points correspondants (les centres des plateaux vertébraux et les sommets des pédicules) et quatre points non-correspondants (les extrémités des plateaux vertébraux) sur les radiographies PA-0° et LAT; 11 points sur leur ligne médiane de chacune des côtes dans les vues PA-0° et PA-20°.

La reconstruction 3D est effectuée à l'aide de l'algorithme DLT (direct linear transformation) qui calcule les coordonnées 3D des repères anatomiques numérisés. La géométrie 3D des plateaux vertébraux est représentée par des ellipses orientées dans l'espace. Ces ellipses sont ajustées au moyen d'un algorithme itératif adapté de la méthode du DLT qui compare leur projection dans les vues PA-0° et LAT aux extrémités des plateaux numérisés. La reconstruction 3D permet donc d'obtenir un modèle géométrique filaire du sujet.

Pour obtenir un modèle plus réaliste, des primitives anatomiques sont déformées par des transformations géométriques et des techniques d'interpolation pour les faire correspondre à la géométrie personnalisée du sujet (Aubin et al., 1995). Pour les vertèbres, les primitives sont obtenues de la reconstruction tomographique sériée de la colonne vertébrale d'un spécimen cadavérique non-scoliotique et les déformations à appliquer sont calculées à l'aide du krigeage dual. Des données morphologiques sont utilisées pour construire les primitives des côtes et ces géométries de référence sont déformées à l'aide d'hyper-patches de Bézier. Un modèle surfacique de haute-résolution de la géométrie du tronc est donc obtenu.

1.5.2 Modèles par éléments finis

Un modèle par élément finis des structures osséo-ligamentaires de la colonne vertébrale et de la cage thoracique a été développé dans le cadre d'une collaboration entre l'ÉNSAM de Paris et l'École Polytechnique de Montréal (Descrimes et al., 1995; Aubin et al., 1995). Ce modèle est construit à partir du modèle géométrique personnalisé provenant des reconstructions 3-D, et il est composé de 1628 nœuds inter-reliés par 3209 éléments.

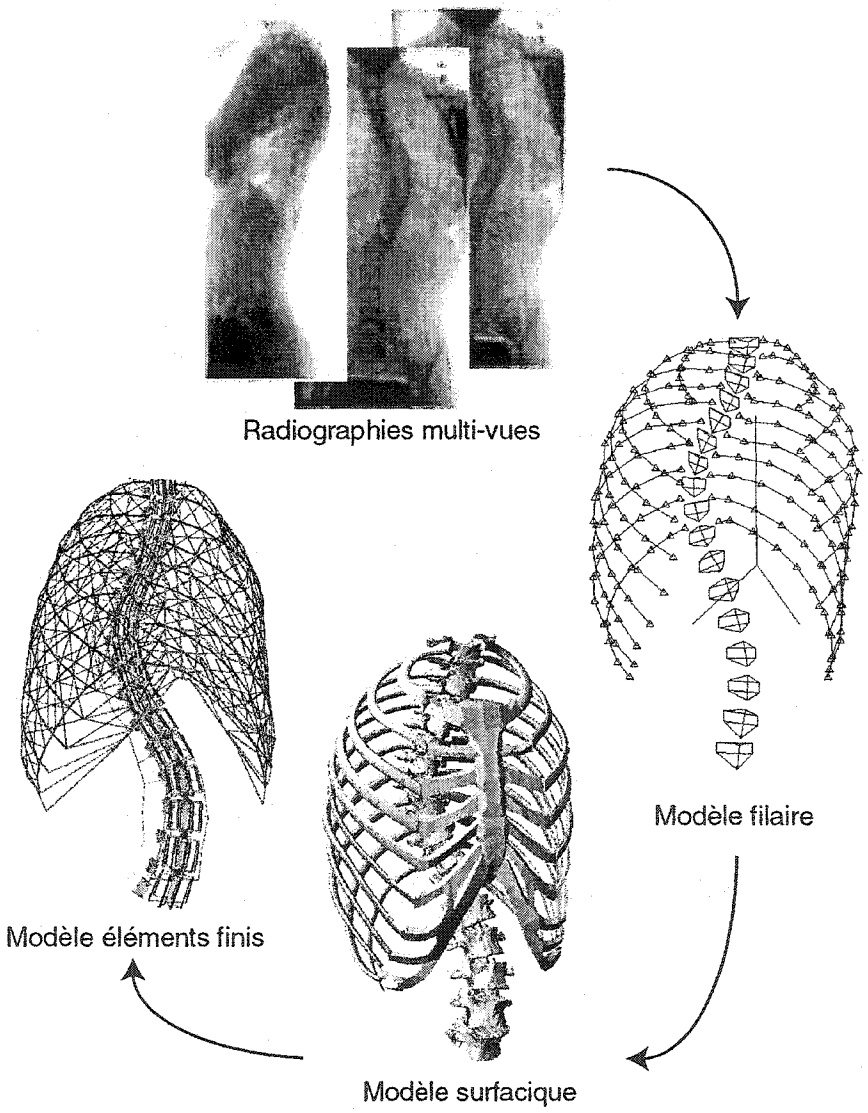


Figure 1.27 : Modèles géométrique et biomécanique personnalisés

Les vertèbres (corps vertébraux et éléments postérieurs), les disques intervertébraux, les côtes, les cartilages costo-chondraux et le sternum sont représentés à l'aide de poutres élastiques 3-D. Les corps vertébraux qui étaient originalement modélisés par 2 poutres contiguës ont été raffinés (Villemure, 2000). Les corps vertébraux sont actuellement représentés par 10 poutres interconnectées par un système rigide de 16 poutres (croisillons). Aux deux poutres centrales contiguës ont été ajoutées 8 poutres sur le pourtour vertébral (poutrelles) afin de permettre l'évaluation des variations de contraintes internes dans le corps vertébral et de représenter leur cunéiformisation.

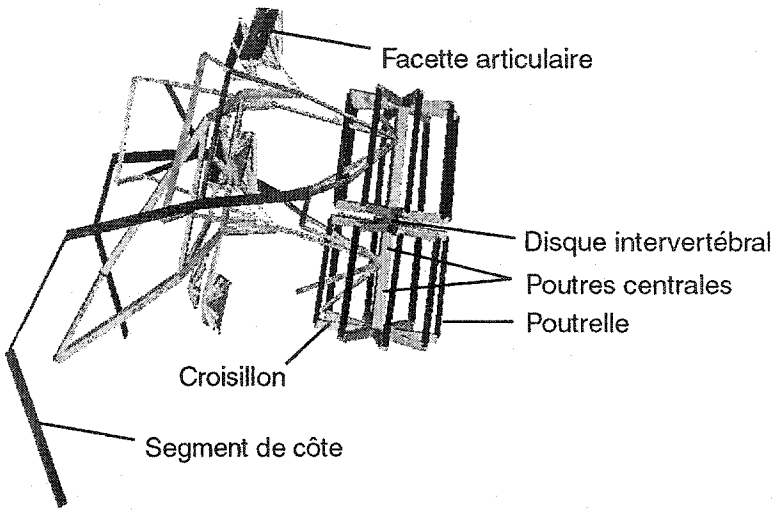


Figure 1.28 : Unité fonctionnelle T7 – T8 raffinée

Les ligaments des joints CV et CT sont également représentés à l'aide de poutres. Les ligaments intercostaux, intervertébraux et les ligaments capsulaires au niveau des facettes articulaires des vertèbres sont modélisés à l'aide de ressorts, en tension pour simuler l'étirement, et en compression pour représenter la compression des tissus mous ainsi que les butées cartilagineuses. Les facettes articulaires sont modélisées par des éléments de coque et des éléments de contact. Les propriétés mécaniques des différents éléments ont été ajustées à partir de données provenant de la littérature. Le modèle par éléments finis est construit à l'aide du logiciel ANSYS (ANSYS Inc., É.-U.). La simulation avec le modèle tient compte des non-linéarités dues aux grands déplacements

et aux grandes déformations, ainsi qu'au changement de statut des éléments de contact au niveau des facettes articulaires.

1.6 Modélisation biomécanique d'interventions chirurgicales sur les côtes

Une approche a été développée par Gréalou et al. (2000; 2002) pour modéliser le rapprochement et l'élongation de côtes. Ces interventions sont simulées par les étapes suivantes, illustrées dans la Figure 1.29.

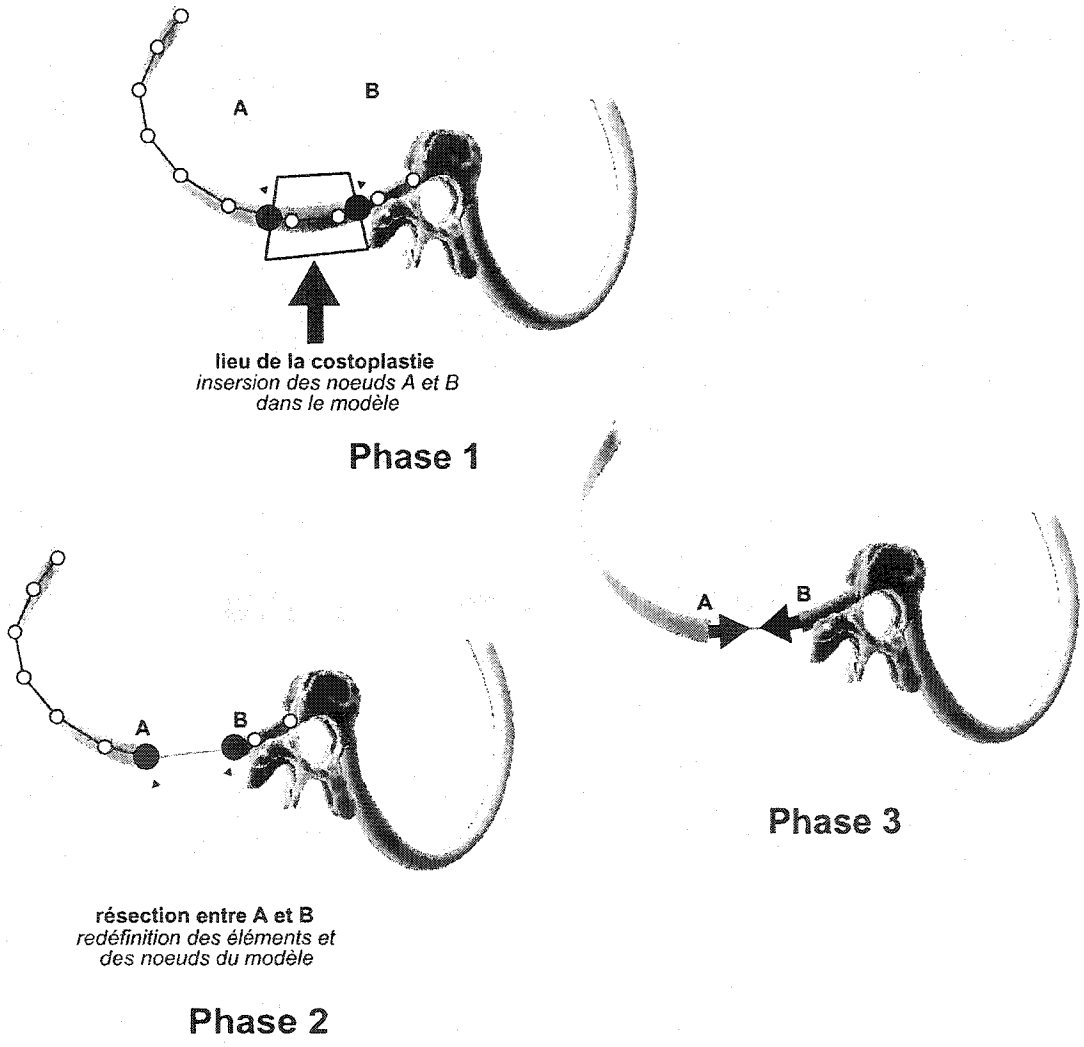


Figure 1.29 : Étapes de modélisation des chirurgies costales (adaptée de Gréalou et al., 2000)

De nouveaux nœuds (A et B) sont insérés à l'emplacement de l'intervention sur chacune des côtes impliquées. Les éléments de côtes situés entre ces nœuds sont redéfinis ainsi que les éléments voisins représentant les ligaments intercostaux. Puis, un nouvel élément est inséré entre les nœuds A et B sur chacune des côtes. Pour les raccourcissements de côtes, ces nouveaux éléments sont contractés par l'application de charges thermiques dans le but de simuler le rapprochement et la fixation des extrémités des côtes. Pour simuler des élongations de côtes, ces éléments sont dilatés. En effet, un élément se déforme suivant l'équation suivante :

$\varepsilon = \Delta l/l = \sigma/E + \alpha\Delta T$,

où le premier terme est la déformation reliée aux contraintes mécaniques, et le second est la déformation reliée aux charges thermiques. Un coefficient de dilatation thermique α et une température de référence (T_{ref}) sont donc assignés au nouvel élément, puis pour le contracter ou le dilater de la longueur voulue (L_R, négative; L_E, positive), la température à appliquer (T_R, négative; T_E, positive) doit être calculée.

$$T_R = \frac{\varepsilon_{thermique}}{\alpha} + T_{ref} \text{ ou } T_E = \frac{\varepsilon_{thermique}}{\alpha} + T_{ref}$$

Les études menées par Gréalou et al. (2000; 2002) à l'aide de cette modélisation biomécanique ont permis d'investiguer les mécanismes d'action des raccourcissements et élongations de côtes, et d'étudier leur effet immédiat. Les interventions testées ont produit de faibles modifications géométriques, mais des efforts importants et complexes ont été générés au niveau des côtes et des vertèbres. Les études ont montré que des raccourcissements de côtes du côté de la concavité ou des élongations de côtes du côté de la convexité de la courbure scoliotique induisent en général des patrons de chargement sur les plateaux vertébraux qui pourraient corriger les déformations scoliotiques en modifiant la croissance des vertèbres. En revanche, les raccourcissements de côtes du côté convexe effectués dans un but cosmétique induisent généralement des charges pouvant agir dans le sens du processus scoliotique.

CHAPITRE 2 - RATIONNELLE DU PROJET ET CADRE MÉTHODOLOGIQUE

Dans la revue des connaissances, il a été démontré par les diverses études cliniques, expérimentales et biomécaniques présentées que les chirurgies costales peuvent être utilisées à des fins cosmétiques pour réduire la proéminence des côtes, mais qu'elles pourraient également agir contre la progression de la scoliose en modifiant l'équilibre des forces transmises aux vertèbres. Toutefois, la réponse au traitement varie selon les paramètres de l'intervention et la compréhension de l'influence de ceux-ci demeure limitée. De plus, le nombre d'études visant à produire une rétrogression de la courbure scoliotique est limité. Gréalou et al. (2000; 2002) ont utilisé un modèle par éléments finis du tronc pour simuler les raccourcissements et les élongations de côtes dans le but d'identifier les mécanismes impliqués et d'investiguer l'influence des paramètres de la chirurgie. Par contre, leurs travaux se sont limités à l'étude de l'effet immédiat de ces interventions. Ils ont observé que certains types d'interventions induisent des patrons de forces sur les plateaux vertébraux qui pourraient moduler la croissance des structures osseuses et ainsi, ralentir, arrêter ou même renverser la progression des déformations scoliotiques. Ce potentiel de correction à long terme demeure à être confirmé. Une meilleure connaissance de l'effet immédiat et à long terme des chirurgies costales et l'identification des paramètres maximisant les corrections pourrait éventuellement mener au développement d'interventions chirurgicales minimalement invasives. Pour les patients en période de croissance, une intervention agissant contre la progression de la courbure scoliotique pourrait permettre d'éviter les interventions d'instrumentation et de fusion du rachis qui sont plus lourdes de conséquence.

Ce projet fait suite aux travaux entrepris par Gréalou et al. (2000; 2002) et s'appuie sur les hypothèses suivantes :

H1 : « Une modélisation biomécanique des raccourcissements et des élongations de côtes peut être utilisée pour étudier l'influence des paramètres de ces interventions sur la correction obtenue »;

H2 : « Les charges induites par les raccourcissements et les élongations de côtes sont suffisantes pour moduler la croissance en longueur des structures osseuses et ainsi, ralentir, arrêter, renverser, ou accentuer la progression des déformations scoliotiques »;
H3 : « Une modélisation biomécanique de la croissance et de la modulation de la croissance cartilagineuse intégrée à la modélisation d'interventions chirurgicales sur les côtes peut permettre d'étudier l'effet à long terme de ces interventions ».

Le projet vise à atteindre les objectifs suivants :
O1 : Développer une méthodologie permettant d'étudier l'influence des paramètres de l'intervention, puis d'identifier les paramètres associés à une correction optimale pour différents objectifs de correction et pour des patients présentant différents patrons de déformation du tronc.

O1a) Déterminer les paramètres de l'intervention maximisant les corrections géométriques immédiates;

O1b) Déterminer les paramètres de l'intervention qui sont les plus susceptibles d'apporter une correction optimale à long terme en caractérisant les efforts induits sur les corps vertébraux, en considérant que les patients ont un potentiel de croissance résiduelle;

O1c) Déterminer s'il existe des paramètres communs pour l'ensemble des patients ou si les paramètres sont dépendants de la géométrie du tronc du patient.
O2 : Développer une modélisation biomécanique permettant d'étudier l'effet à long terme de ces interventions en intégrant à la modélisation des chirurgies costales une modélisation de la croissance cartilagineuse et de la modulation de cette croissance par les forces générées par l'intervention.

O2a) Vérifier le potentiel de correction à long terme des interventions induisant des patrons de forces sur les plateaux vertébraux pouvant agir contre la progression de la scoliose;

O2b) Étudier l'effet à long terme des interventions maximisant les corrections géométriques immédiates.

La réalisation du premier objectif est présentée dans la section 3.2 où le premier article est intégré. Des résultats plus complets de l'influence des paramètres de l'intervention sont présentés dans la section 3.3 et dans l'ANNEXE I. Le deuxième article du mémoire est intégré dans la section 4.2, et il présente la réalisation du second objectif, i.e. la description de la modélisation biomécanique développée. Les objectifs spécifiques O2a) et O2b), relatifs à l'application de la modélisation développée, sont présentés respectivement dans la section 4.3 et dans l'ANNEXE I.

CHAPITRE 3 - SIMULATION ET OPTIMISATION DE L'EFFET IMMÉDIAT DE CHIRURGIES COSTALES

3.1 Présentation de l'article #1

Le premier article porte sur le développement d'une méthode permettant d'étudier l'influence des paramètres de chirurgies costales et d'identifier les paramètres maximisant la correction des déformations scoliotiques, puis de son application à 6 patients. Ces patients présentent différents patrons de déformations du tronc et sont utilisés pour l'ensemble des études présentées dans ce mémoire. Le modèle par éléments finis du tronc (section 1.5.2) et la modélisation des raccourcissements et des élongations de côtes (section 1.6), résultats de travaux ultérieurs, sont utilisés dans cette étude pour caractériser les corrections géométriques immédiates résultant de l'intervention ainsi que les charges transmises aux plateaux vertébraux. Ainsi, deux objectifs de correction géométrique sont explorés avec un accent mis sur différents aspects de la déformation, de même qu'un objectif mécanique qui évalue le potentiel de correction à long terme. Étant donné que les processus d'optimisation dans le contexte des modèles par éléments finis impliquent des temps de calcul élevés, une approche basée sur les plans d'expériences et les modèles d'approximation (interpolation) est développée.

La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de cet article est d'environ 85%. Cet article a été soumis pour publication à la revue « Journal of Biomechanical Engineering – Transactions of the ASME » au mois de juin 2003. L'éditeur associé de la revue a recommandé la publication de l'article sous la condition d'entreprendre les révisions demandées. La version présentée est celle qui a été révisée et soumise au mois de novembre 2003.

3.2 Article #1 : Optimization of Rib Surgery Parameters for the Correction of Scoliotic Deformities Using Approximation Models

Optimization of Rib Surgery Parameters for the Correction of Scoliotic Deformities Using Approximation Models

J. Carrier[2,3], C.-E. Aubin[1,2,3], F. Trochu[1], H. Labelle[2,3]

1. Department of Mechanical Engineering
   Ecole Polytechnique of Montreal
   P.O. Box 6079, Station Centre-ville
   Montreal (Quebec)
   H3C 3A7 CANADA

2. Biomedical Engineering Institute
   University of Montreal / Ecole Polytechnique of Montreal
   P.O. Box 6128, Station Centre-ville
   Montreal (Quebec)
   H3C 3J7 CANADA

3. Biomechanical Modeling & Computer Assisted Surgery Laboratory
   Research Center, Ste-Justine Hospital
   3175, Cote Sainte-Catherine
   Montreal (Quebec)
   H3T 1C5 CANADA

Address for correspondence:

Carl-Éric Aubin, Ph.D.
Canada Research Chair "CAD Innovations in Orthopedic Engineering"
Department of Mechanical Engineering
Ecole Polytechnique of Montreal
P.O. Box 6079, Station Centre-ville
Montreal (Quebec)
H3C 3A7 CANADA
Tel: (514) 340-4711, ext. 4437
Fax: (514) 340-5867
E-mail : carl-eric.aubin@polymtl.ca

3.2.1 Abstract:

Background. Thoracoplasty is a cosmetic surgical intervention used clinically to reduce the rib hump associated with scoliosis. Based on experiments in which scoliosis was produced or reversed on animals by rib shortening or lengthening, some authors proposed those interventions as a novel treatment that could act against the scoliosis progression. To test this concept and identify correction mechanisms, a finite element modeling (FEM) of the rib surgeries was developed in a prior work. The present study aimed at investigating the influence of the rib surgery parameters and at identifying optimal configurations for different correction objectives and patient geometries. Hence, a specific objective was to develop a method to find surgery parameters maximizing the correction. Optimization in the context of FEM is associated with high computational cost. To address this issue, the use of approximation models was proposed. **Method of Approach.** A FEM of the rib surgeries was used to evaluate an objective function for points of a computer experiment. These locations in the design space were specified by an experimental design. Dual kriging (interpolation technique) was used to fit the data. The resulting approximation model was used to locate the parameters minimizing the objective function. **Results.** For the 6 patients studied, the interventions generally produced slight immediate modifications of the geometry. But in some cases, load patterns on vertebrae could potentially improve their wedging by growth modulation. Optimal parameters varied among patients and for different correction objectives. **Conclusions.** Dual kriging is a new alternative for building surrogate models that allowed studying and finding the optimal surgery parameters.

Key Words: idiopathic scoliosis, rib surgery, optimization, computer experiment, approximation model, dual kriging.

3.2.2 Introduction

Adolescent idiopathic scoliosis is a complex three-dimensional (3D) deformity of the spine and the rib cage, which severe cases are generally treated by surgical instrumentation and fusion of the spine. In front of significant rib cage deformity, resection of rib segments at the hump level is an option. However, this technique is mostly cosmetic and involves no transmission of significant corrective loads to the spine. Rib shortening (or lengthening), which consists to approximate (or distract) the rib extremities after the resection was proposed as a novel concept for the treatment of scoliosis [1,2]. In such surgery, it is thought that loads can be transmitted to vertebral end-plates in such a way to alter vertebral body growth and act against the deformation progression in case of skeletally immature patients.

This concept of spine shape remodeling has been tested on animal models [1,3,4]. Rib shortening on the concavity of the spinal curve was achieved on a scoliotic patient, and a continuous improvement of the spinal curve was observed [2]. Grealou et al. [5] developed a finite element modeling (FEM) of the rib surgeries to investigate the load transmission between the rib cage and the spine resulting from such surgeries and the effect of the rib surgery parameters. It was found that rib surgeries produce only slight immediate geometrical changes, but some of the tested parameter combinations induced significant compressive loads on the end-plates that could reverse or at least retard the scoliosis progression. Their study was limited to one patient and the computer experiments achieved to assess the influence of the rib surgery parameters consisted of 6 experimental designs of only 8 runs. Before envisioning a practical treatment approach, a better understanding of their influence is needed, as well as an identification of the parameters to be selected to ensure an adequate correction of the scoliotic deformities.

This study aimed at investigating the immediate geometric correction resulting from rib shortening or lengthening and the potential of long-term correction based on load transmitted to vertebral end-plates. This study examined the influence of the surgery

parameters to verify that their effect is unvarying among subjects and to identify the parameters maximizing the correction. Hence, a specific objective of this study was to develop a method to find the optimal rib surgery parameters. To address this last issue, the use of traditional optimization techniques would involve a great number of computer simulations. The use of approximation models were proposed to overcome this difficulty. Such models describe the relationship between design variables and an objective function. They can be built from a moderate number of computer simulations and they provide evaluations of the objective function at additional untried sites in the design space at less computer expenses [6-8].

3.2.3 Methods

3.2.3.1 Personalized finite element model of the trunk

A personalized finite element model of the trunk, which basic components are described elsewhere [5,9-11] was used to simulate the surgical interventions on the ribs. In brief, it contains 1628 nodes and 3209 elements representing the different osseo-ligamentous structures of the torso (Fig. 3.1). The vertebrae, intervertebral disks, ribs, sternum, costo-chondral cartilages, and ligaments of the costo-vertebral articulations were represented using 3D elastic beam elements, while intervertebral, intercostal and capsular ligaments were modeled using links. The articular facets were represented using shell and contact elements [9]. The mechanical properties were based on published experimental data [10]. This model was generated for 6 scoliotic patients with different patterns of trunk deformation (Table 3.4) using a multi-view radiographic reconstruction technique [9,12,13]. This technique allowed the representation of the wedged shape of the scoliotic vertebral bodies [14]. In the model, a spinal axis system [15] was defined with its origin at the center of L5 lower end-plate, Z passing through the centroid of T1, X oriented in the anterior direction and Y directed laterally to the left (Fig. 3.1a and 3.1b). A similar axis system was defined for each vertebra (vertebra axis system) with their origin at their centroid, z passing through both end-plates center and y directed laterally, parallel to a line joining both pedicles (Fig. 3.1c).

3.2.3.2 Rib surgery simulation

Two different surgical procedures were simulated. Rib shortening consisted to resect a rib segment, and to approach and secure together the rib extremities. Rib lengthening consisted in a section of the rib, followed by distraction and fixation of the rib extremities. Those procedures were simulated by the following steps [5]: (1) Definition of new nodes at the location of the surgery on each operated rib between which shortening or lengthening would take place. (2) Redefinition of the rib elements located between the new nodes as well as the elements in the vicinity representing the intercostal ligaments. (3) Creation of a new beam element between the inserted nodes, and (4) Application of thermal loads on the new element to simulate shortening or lengthening of the rib. To represent the clamping of the rib extremities in a device used to exert approximation or distraction forces, all degree of freedom were blocked between the nodes at the rib extremities an the corresponding nodes on the new element.

The end vertebrae T1 and L5 were minimally constrained in order to avoid rigid body movements and global axial rotation of the spine: translations and axial rotations at L5 were blocked, as well as translations in the transverse plane at T1. The choice of the boundary conditions, distant from the site of the rib surgery, limits their influence on the loads transmitted to the vertebrae and on the local deformations produced on the rib cage and spine [5]. Simulations were performed in an iterative fashion by applying loads in small step increments in order to account for non-linearities due to large displacements and strains, and status change of the contact elements.

3.2.3.3 Description of the optimization problem

Objective functions

Two different objective functions were developed to characterize and reach different correction goals. The first objective function $\varphi_G(x)$ aimed at obtaining a geometrical correction of the scoliotic deformities:

$$\varphi_G = W_1 \frac{\sum_{v=1}^{17}(Y)_v^2}{\sum_{v=1}^{17}(Y_0)_v^2} + W_2 \frac{\sum_{v=1}^{17}(X - X_{normal})_v^2}{\sum_{v=1}^{17}(X_0 - X_{normal})_v^2} + W_3 \frac{\sum_{v=1}^{17}(\theta)_v^2}{\sum_{v=1}^{17}(\theta_0)_v^2} + W_4 \frac{\sum_{r=1}^{10}(\gamma)_r^2}{\sum_{r=1}^{10}(\gamma_0)_r^2} + W_5 \frac{\sum_{r=1}^{10}(A_{l0})_r^2}{\sum_{r=1}^{10}(A_l)_r^2} + W_6 \frac{\sum_{r=1}^{10}(A_{r0})_r^2}{\sum_{r=1}^{10}(A_r)_r^2} \quad (1)$$

Its formulation is adapted from the objective function proposed by Wynarsky & Schultz [16]. It is composed of 6 terms characterizing the different elements of the spine and rib cage deformities by using the following indices. (a) The distance in the frontal (Y) and sagittal (X) planes between the vertebral centroid and the spinal axis (Fig. 3.1a and 3.1b); (b) The vertebral axial rotation (θ) calculated by an analytical method adapted from Stokes [17]. It is the angle between the vertebral frontal plane (Fig. 3.1c) and the global frontal plane when projected in an auxiliary plane perpendicular to the vertebral body axis [18]; (c) The rib hump (γ) calculated as the angle in the transverse plane of the line passing at the most posterior points of a transverse contour corresponding to the slice of the rib cage at the level of the vertebra centroid [19]; (d) The rib enclosed area on the concavity (A_l) and on the convexity (A_r), which correspond to the area bounded by the rib elements and the cord between the costo-vertebral and the costo-chondral joints [20].

The terms are quantifying the difference between the patient's geometry and a "normal" reference geometry. The vertebra lateral deviation and axial rotation, and the rib hump of the reference geometry were considered to have a zero value. As for the distance in the sagittal plane, the mean position of the vertebra centroids (X_{normal}) based on data from 13 asymptomatic subjects (aged between 8 and 29 years old) was employed. In order to account for spine height difference between subjects, these positions were normalized using their respective spine height. The terms associated with the rib enclosed areas were included to avoid finding solutions involving a significant reduction of the
respiratory function [21].

To characterize globally the deformation, the square of the indices difference was summed over all the vertebral (v) or rib levels (r). The sum computed for the resulting geometry was normalized, dividing by the sum computed for the initial geometry. The inverse was used for the rib enclosed area, because a reduction was not desired.

In this study, two geometric correction objectives were studied. The first aimed at correcting the spine and the rib cage globally and gave a particular attention to the spinal curve in the frontal plane (W_1). The second was an objective of cosmetic correction that attributed more importance to the reduction of the rib hump (W_3). Each term in the objective function was weighted consequently (Table 3.1).

	W_1	W_2	W_3	W_4	W_5	W_6
Global correction $\varphi_{G1}(x)$	50 %	10 %	12,5 %	12,5 %	7,5 %	7,5 %
Cosmetic correction $\varphi_{G2}(x)$	20 %	10 %	40 %	15 %	7,5 %	7,5 %

Tableau 3.1 : Weights assigned to the terms of the objective function for both objective of geometric correction

For both correction objective, little weight was assigned to the sagittal profile (W_2) because of the great variation present among healthy subjects [22,23]. The weights were assigned to the normalized terms in a way to totalize 100 %, with the purpose of having an objective function value indicating the level of deformation relatively to the initial state. A value of 100 % indicates the same level of deformity than initially, globally. A value above 100 % indicates deterioration of the geometry; a value smaller than 100 %, improvement, and a zero value, the attainment of an ideal geometry.

Four clinical indices were used to validate the corrections associated with the optimal rib surgery parameters: the computerized Cobb angles of the thoracic segment in the frontal and sagittal planes (angle between two lines perpendicular to the projected spinal curve at its inflection points) [24], and the axial rotation of the vertebra and the rib hump at the apical level.

The second objective function $\varphi_M(x)$ aimed at finding an intervention that induces load patterns on the vertebral end-plates that have the potential to correct the deformities at long-term (Eq. (2)). These loads would improve wedging of the vertebral bodies by modulating their growth. Based on the Hueter-Volkman principle [25-27], transmission of moments inducing compression of the thickest part of the vertebrae was desired as it could reduce the growth rate and the vertebral wedging.

$$\begin{aligned}\varphi_M = &\sum_{v=1}^{17}\left[Wedge_{PA}\left(M_x^{SUP}+M_x^{INF}\right)\right]_v \\ &+\sum_{v=4}^{17}\left[\left(Wedge_{LAT}-Wedge_{Normal}\right)\left(M_y^{SUP}+M_y^{INF}\right)\right]_v\end{aligned} \tag{2}$$

The moments transmitted to the superior (M^{SUP}) and inferior (M^{INF}) end-plates were evaluated in the local frontal (M_x) and sagittal (M_y) planes for each vertebra, and summed for all spine levels (v). The moments were weighted by the wedging difference between the patient and the corresponding "normal" vertebrae in order to give more

importance to the more deformed vertebrae. A 0° wedging in the vertebral frontal plane was considered as normal. Data on "normal" wedging in the vertebral sagittal plane was taken from Stagnara et al. [22] (study on 100 healthy subjects aged from 20 to 29). $Wedge_{Normal}$ corresponded to the average "normal" wedging. Due to the lateral wedging variability [22], the difference ($Wedge_{LAT} - Wedge_{Normal}$) was considered as being null if the lateral wedging ($Wedge_{LAT}$) felt inside the interval: $Wedge_{Normal} \pm \sigma$, with σ being the standard deviation. A sign convention was defined for the moments in such a way the desired moments would minimize the objective function. That is, desired moments had the opposite sign than the wedging difference (Fig. 3.2).

Rib surgery parameters

The objective functions $\varphi(x)$ depended on the design variables $x = \{x^1, \ldots, x^5\}$, which were the five rib surgery parameters: (1) the type of rib surgery: shortening or lengthening, (2) the side of the rib cage relatively to the spinal curve: the concavity or the convexity, (3) the number of ribs implicated in the intervention: between 2 ribs (8^{th} and 9^{th} ribs) and 6 ribs (5^{th} to 10^{th} ribs), (4) the length of the intervention between 0 and 50 mm for rib shortening (L_S), and between 0 and 30 mm for rib lengthening (L_L), and (5) the location on the rib as a portion of the rib length (P) between the costo-transverse joint (0 %) and the costo-chondral joint (100 %). These bounds on the parameters were based on clinical advices and studies reported in the literature on the thoracoplasty procedure [28-32].

In optimization problems, continuous mathematical models are needed for the minimization of the objective function. The parameters x^1 and x^2 are categorical variables, and x^3 is a discrete variable. Integer programming algorithms exist to treat problems with such type of variables, but they were not used due to the few numbers of combinations of non-continuous variables (20 combinations for each patient). As an alternative, these combinations were first treated separately. For each combination, rib

surgery simulations where runs for locations specified by the experimental design in the design space formed by x^4 (L_S or L_L) and x^5 (P). Then, approximation models of the objective functions were built to fit the data from the computer experiment and used to find their optimal value. The predicted values were validated with the corresponding rib surgery simulations. Then the true optimal values obtained for each combination were compared and the parameters giving the minimal objective function value were kept.

3.2.3.4 Approximation models

The approximation models were used to evaluate rapidly the objective function in the optimization process. Their accuracy relies on two choices: 1) the experimental design used to specify the sample locations for which a computer simulation will be run, and 2) the interpolator used to fit the response.

Space filling experimental design

As recommended by Sacks et al. [7], experimental designs that fill the design space are more adapted to deterministic computer experiments. Hence, uniform designs, developed by Fang et al. [33], were chosen as they provide design points uniformly scattered in the design space. They used a threshold-accepting algorithm to find optimal uniform designs by minimizing the discrepancy, which is a measure of nonuniformity of the set of points [34]. A table from U-type designs of the form $U_N\left(N^s\right)$ was used [34,35]. These designs specify the N locations of the sample sites for s factors, each having N levels. In this study, the s factors were the two continuous variables x^4 and x^5, and the number of samples N used was determined by a study presented in a later section that assessed the approximation models accuracy.

Dual kriging

Kriging [36,37], a versatile interpolator fitting exactly the data points, has been widely used to build approximation models since Sacks et al. [7]. However, the use of usual

kriging is still computationally expensive in an optimization process because each objective function evaluation implies the solution of a new linear system of equations. Trochu [38] developed a dual formulation of kriging, which was used in a study on structural shape optimization to approximate the objective function and its constraints [39]. This interpolation technique was chosen because it offers a solution to the raised problem. In fact, once the system of linear equations for the whole design space is solved, function evaluation is straightforward.

Dual kriging was used to build an approximation model $\hat{\varphi}(x)$ of the objective functions $\varphi(x)$ based on the data from the computer simulations done for the locations $x_i : (x_i^4, x_i^5)$ for $1 \le i \le N$ of the design space. The approximation model was decomposed into two terms: the *drift*, $a(x)$, and the error term or *fluctuation,* $b(x)$.

$$\hat{\varphi}(x) = a(x) + b(x) \tag{3}$$

The drift is used to represent the average behavior of the function. Typically, the drift is a polynomial function, that is a linear combination of the monomial basis functions $p_m(x)$, $1 \le m \le M$. Here, constant ($M = 1$) and linear ($M = 2$) drifts were examined.

$$a(x) = \sum_{m=1}^{M} a_m p_m(x) \tag{4}$$

The correction term *b(x)* is a stationary fluctuation with mean zero that allows the interpolant to pass through the data points. Since each data provide additional information on the behavior of the objective function over the design space, it is assumed that the fluctuation *b(x)* depends on all the data points x_j. It is constructed in a manner that it depends linearly on N free parameters b_j, $1 \le j \le N$, weighted by correction functions $g_j(x)$ associated with each data point:

$$b(x) = \sum_{j=1}^{N} b_j g_j(x) \tag{5}$$

It is assumed that $\hat{\varphi}(x)$ is spatially correlated to the data from x_j. That is, further x is from x_j, the less influence the sample j has on $\hat{\varphi}(x)$. Hence, correction weights are built in a way that they depend only on the Euclidian distance $|x - x_j|$. Since no data should have more influence on $\hat{\varphi}(x)$ relatively to the others, these weights could be generated by a unique shape function of the form:

$$g_j(x) = K\left(\left|x - x_j\right|\right), \quad 1 \le j \le N \tag{6}$$

Different continuous and differentiable forms of the function $K(h)$, also named the *generalized covariance*, were examined: linear ($K(h) = h$), logarithmic ($K(h) = h^2 \ln(h)$) and cubic ($K(h) = h^3$).

Finally, the dual kriging model can be written as follows:

$$\hat{\varphi}(x) = \sum_{m=1}^{M} a_m p_m(x) + \sum_{j=1}^{N} b_j K\left(\left|x - x_j\right|\right) \tag{7}$$

The $M + N$ parameters, that is a_m, $1 \le m \le M$ and b_j, $1 \le j \le N$ of the dual kriging model are determined by the solution of a system of $M + N$ linear equations called the *kriging system* and presented in Eq. (8).

$$\begin{bmatrix} & & & & p_1(x_1) & \cdots & p_m(x_1) & \cdots & p_M(x_1) \\ & & & & \vdots & & \vdots & & \vdots \\ & K\left(\left|x_i - x_j\right|\right) & & & p_1(x_i) & \cdots & p_m(x_i) & \cdots & p_M(x_i) \\ & & & & \vdots & & \vdots & & \vdots \\ & & & & p_1(x_N) & \cdots & p_m(x_N) & \cdots & p_M(x_N) \\ p_1(x_1) & \cdots & p_1(x_i) & \cdots & p_1(x_N) & 0 & \cdots & & 0 \\ \vdots & & \vdots & & \vdots & & & & \\ p_m(x_1) & \cdots & p_m(x_i) & \cdots & p_m(x_N) & \vdots & \ddots & & \vdots \\ \vdots & & \vdots & & \vdots & & & & \\ p_M(x_1) & \cdots & p_M(x_i) & \cdots & p_M(x_N) & 0 & \cdots & & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} b_1 \\ \vdots \\ b_i \\ \vdots \\ b_N \\ a_1 \\ \vdots \\ a_m \\ \vdots \\ a_M \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} y_1 \\ \vdots \\ y_i \\ \vdots \\ y_N \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{Bmatrix} \tag{8}$$

The N first equations arise from the specification that the interpolation must pass through the data points.

$$\hat{\varphi}(x_i) = \sum_{m=1}^{M} a_m p_m(x_i) + \sum_{j=1}^{N} b_j K\left(\left|x_i - x_j\right|\right) = \varphi_i, \; 1 \le i \le N \tag{9}$$

The M additional equations consist in adding conditions on the drift coefficients so that a symmetric system of $M + N$ linear equations is obtained. These conditions are derived

from the primal formulation of kriging and they express the fact that the drift represents the average value of the phenomenon. The function $K(h)$ is always chosen such that the matrix $[K]$ of general term $k_{ij} = K\left(\left|x_i - x_j\right|\right)$ is positive definite. This condition ensures the existence and the uniqueness of the solution of the kriging system.

Following the solution of the kriging system, the dual kriging model of Eq. (7) provides an analytical expression to evaluate $\hat{\varphi}(x)$ at any location x in the design space. The gradient information can also be easily extracted from the kriging model simply by differentiation of the analytical expression:

$$\nabla\hat{\varphi}(x) = \left[\frac{\partial\hat{\varphi}(x)}{\partial x^4} \quad \frac{\partial\hat{\varphi}(x)}{\partial x^5}\right]$$
$$\frac{\partial\hat{\varphi}(x)}{\partial x^k} = \frac{\partial a(x)}{\partial x^k} + \sum_{j=1}^{N} b_j \frac{\partial\left(K\left(\left|x - x_j\right|\right)\right)}{\partial x^k} \tag{10}$$

The calculated gradients were provided to the optimization algorithm to guide the search of the objective function minimum in the design space.

Accuracy of the approximation models

A first study was achieved in order to decide the acceptable number of samples N for the computer experiment. To assess the accuracy of the model build from the data at these sample sites, rib surgery simulations were ran at additional validation points (N_{error} = 500 points), whose locations were specified using a random Latin hypercube sampling [40]. This type of experimental designs was chosen because they are simple to generate and they ensure uniform coverage of the design space. This first analysis was restricted to one approximation model, the one build from the data of the computer experiment for a shortening of 2 ribs on the curve concavity for the patient 2. Different uniform designs were tested with N varying between 15 and 30. For each design tested, different models were built by varying the kriging profile (the type of drift and the form of the generalized covariance). For each model, the error between the predicted value of the

objective function $\hat{\varphi}(x_i)$ and the actual value φ_i from the computer simulation was calculated for each validation point. These errors were used to compute the root mean square error ($error_{RMS}$) and the maximum absolute error ($error_{MAX}$), which provided respectively an indication of the global and the worst errors.

$$error_{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_{error}} (\varphi_i - \hat{\varphi}(x_i))^2}{N_{error}}} \tag{11}$$

$$error_{MAX} = \max\left\{\left|\varphi_i - \hat{\varphi}(x_i)\right|\right\}, \qquad i = 1, \ldots, N_{error} \tag{12}$$

This first study lead to the choice of a design with $N = 30$ runs, and a kriging model associated with a linear drift and a logarithmic generalized covariance for the different objective functions.

The second study consisted in a leave-one-out cross-validation [6], which was done for each of the approximation model built, to sanction the choice of the kriging profile. It consisted to remove each of the sample points φ_i used to build the model one at a time, to build a new model $\hat{\varphi}_i(x)$ without that sample and to compute the error between the value predicted by $\hat{\varphi}_i(x)$ at that sample site and the actual value φ_i from the computer simulation. These errors were used to calculate the cross-validation root mean square error ($error_{CVRMS}$).

$$error_{CVRMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N} (\varphi_i - \hat{\varphi}_i(x_i))^2}{N}} \tag{13}$$

The $error_{RMS}$, $error_{MAX}$ and $error_{CVRMS}$ values were normalized by the sample data range for comparison purpose of data with different magnitudes.

3.2.3.5 Optimization algorithm

Once the approximation models of the objective functions were obtained, their minimum was found using the Matlab Optimization Toolbox (The MathWorks, Inc., Natick). The

minimization was realized under the constraint of remaining between the lower and upper bounds ($\{l^4, l^5\}$ and ($\{u^4, u^5\}$) assigned to the surgery parameters x^4 and x^5. To solve the non-linear optimization problems with bound constraints, the function *"fmincon"* was used [41].

3.2.4 Results

3.2.4.1 Results of the rib surgery simulations

A total of 3600 simulations of rib surgeries were done. All simulations converged in an average time of 2 minutes on a Pentium 3 with a double-processor of 450 MHz each. Table 3.2 summarizes the minimum, 1st quartile, median, 3rd quartile and maximum values of the 3 objective functions computed for the 6 patients. Table 3.3 presents the correlation coefficients (R^2) between the 3 objective functions and each term composing it.

In general, the rib shortenings and lengthenings were associated with slight modifications of the geometry, with 50 % of the cases having a $\varphi_{G1}(x)$ value between 98 % and 108 %, and 50 % of the cases having a $\varphi_{G2}(x)$ value between 98 % and 114 %. For all 6 patients, all cases tested were distributed evenly between those associated with a deterioration and improvement of the geometry. The terms that accounted for the largest part of the objective functions variations were those characterizing the rib hump deformity and the axial rotations of the vertebrae. Patients 3, 4 and 5 exhibited extremely high values of both geometric objective functions, because those patients had small initial values for those terms. Patient 3 exhibited the highest value (2733 %) for the objective of cosmetic correction after a rib shortening of 6 ribs on the concavity near the costo-transverse joint. The surgery produced a rib hump at the apex of -18° that was initially of 4° and an axial rotation of the apical vertebra of -15° that was initially of -3°. For the objective function characterizing the potential of long-term mechanical correction, all cases tested were distributed evenly between those producing load

patterns that could reverse the scoliosis progression and those that could enhance its progression, for all 6 patients. The term describing wedging and moment transmission in the frontal plane accounts for the largest part of the objective function variation for patients 1, 2 and 4, with a R^2 superior to 0,96. This is partly because fewer vertebrae were considered having abnormal wedging in the sagittal plane.

3.2.4.2 Accuracy of the approximation models

In the first study assessing the approximation model accuracy, the average $error_{RMS}$ for the models build with different kriging profiles varied from 10 % to 4 % when changing the number of samples (N) of the uniform design between 15 and 30. The average $error_{MAX}$ varied from 64 % to 28 % and they were always located on the boundaries of the design space, particularly in the corners. From these results, a uniform design with 30 samples was chosen. The modification resulting from the choice of the drift on these measures were less than 1,5 %. With a linear drift, the $error_{RMS}$ for a constant, linear and logarithmic generalized covariances, were respectively 4 %, 3 % and 3 %. The $error_{MAX}$ were respectively 39 %, 27 % and 21 %.

In the second study, the average $error_{CVRMS}$ for models build with a constant and a linear drift were respectively 15 % and 14 %. With a linear drift, the average $error_{CVRMS}$ for a constant, linear and logarithmic generalized covariance, were respectively 14 %, 14 % and 15 %. From the results of both studies, a linear drift and a logarithmic covariance were chosen as the kriging profiles for all the models built and used for the optimization.

The approximation models of the 3 objective functions for the case used in the first study, and built with 30 and 500 samples are shown in Fig. 3.3, (a) and (b) respectively. The approximation models built with 500 samples exhibit nonlinearity of the objective functions, which are present at a lesser degree in the ones built with 30 samples. In the case of the geometric objective functions, a minimum is present for a shortening of 47 mm near the third of the rib (27 %, 47 mm) in the model built with 30 samples that is not

as marked in the model built with 500 samples (Fig. 3.3). This type of local error was observed in a few approximation models built in this study, particularly in the areas were an abrupt change of the slope magnitude took place. It can be observed that for both objectives of geometric correction, the objective functions take high values if the resected rib segment is longer than 25 mm and is located on the first posterior quart of the rib. All patients exhibited this behavior if a rib shortening was done on the curve concavity. This deterioration of the geometry was associated with an accentuation of rib humps and axial rotations of the vertebrae.

3.2.4.3 Optimization results

A total of 360 optimization problems were solved using the approximation models built for the 3 objective functions and the 20 combinations of non-continuous variables of each patient. All converged with an average computational time of 0,6 second, which corresponded in an average to 7 iterations and 30 function evaluations. The rib surgery optimal parameters found for each objective function and for the 6 patients are listed in Tables 3.4 to 3.6. For the geometric objective functions, the associated clinical indices are presented in Tables 3.4 and 3.5. For the potential of long-term mechanical correction, wedging of the apical vertebrae and moment transmitted to the end-plates are presented in Table 3.6.

For both geometric correction objectives, optimal parameters were generally associated with small or no correction of the spinal curvature in the frontal plane, but with significant improvement of rib humps or vertebral axial rotations. Different optimal parameters were obtained for each patient. Clinical indices did not always reflect the improvement evaluated by the geometrical descriptors, because in some cases, the improvement was distributed on all levels of the spine or located at other levels.

For the objective of global geometric correction, all patients presented an optimal correction with a length value next to maximal permitted value. For both patients having

a more accentuated spinal curve (patients 1 and 2), a rib shortening on the concavity was identified as an optimal intervention. For patients with a spinal curve deformed at a lesser degree (patients 4, 5 and 6), a rib lengthening on the convexity was more successful at correcting the frontal curve. The patient 3, which has a principal curvature in the thoraco-lumbar region (Cobb angle: 28°), exhibited totally different optimal parameters, that is a rib lengthening on the concavity.

For the cosmetic correction, patients with more deformed trunk (patients 1 and 2) had almost identical optimal parameters: rib shortening of 2 ribs on the convexity near the costo-transverse articulations. For patients with less marked cosmetic deformities, optimal parameters varied greatly.

For all patients, minimal value of the mechanical objective function always resulted from a shortening on the concavity or a lengthening on the convexity, with a maximal length value. These optimal parameters always produced moments in the frontal plane of the thoracic apical vertebra (between 0,8 Nm and 1,8 Nm) that could promote reduction of the vertebral wedging (except for patient 3). For patient 3, the favorable moments were located in the thoraco-lumbar region of the spine, rather than at the apical thoracic vertebra. For all patients, moments produced in the sagittal plane were of less magnitude than the ones in the frontal plane.

3.2.5 Discussion

Optimal rib surgery parameters were identified for different correction goals and for patients presenting different pattern of trunk deformation. The use of an approximation model allowed to find the parameters minimizing the objective function, and also to characterize the influence of those parameters on the correction over the complete design space. If traditional optimization technique would have been used (like in Gignac et al. [11]), only the behavior of the objective function along the path followed by the optimization algorithm could have been characterized. The approach used provided

more control over the computation time required for the optimization study relatively to traditional techniques. The number of computer simulations were fixed in advance, as a compromise between the computing time and the approximation model accuracy, and relatively little time was associated with the model minimization with the optimization algorithm. The overall covering of the design space allowed verifying if the optimization algorithm was not in a local minimum by at least comparing the minimum found with the data from the computer experiment. However, it could not prevent the algorithm from finding a minimum created by the approximation model errors. In some cases, the minimum objective function value from the computer experiment was inferior to the minimum predicted by the optimization algorithm. These local errors might come from the experimental design, the fit of the response, or a combination of both. Simpson et al. [42] raised this problem when using uniform designs. They attributed it to the fact that these experimental designs do not position samples in the design space corners. However, they still recommend the use of those designs when compared against other designs for deterministic experiment, because they provide globally accurate approximation models by offering good coverage of the design space [43]. A sequential strategy could be used in future study to further improve regions with low objective function value or regions with high uncertainty by running additional computer simulations at new data points [44]. Even though dual kriging accuracy was not compared against other types of approximation models, it is a versatile interpolator that allowed choosing the profile suiting the more adequately the data. Contrarily to usual kriging, the dual kriging system is solved once; the following evaluations of the objective function and its gradient values are straightforward. Consequently, the time computation associated with the minimization of the objective function is reduced.

Rib surgeries produced generally slight immediate modification of the geometry and they depended greatly on the pattern of trunk deformation of each patient. A study including more patients would be needed to verify if trends could be found between the type of deformity and optimal surgeries. For both objective functions according more

importance to the spinal shape, immediately or at long-term, optimal surgeries consisted in rib shortening on the concavity or rib lengthening on the convexity for all patients with a major curve in the thoracic region (patients 1, 2, 4, 5 and 6). These results concord with the treatment approaches proposed by Xiong and Sevastik [2] for the treatment of early progressive idiopathic scoliosis. As mentioned by the authors, those surgeries can produce a double correcting effect on the curvature by producing a lateral traction on the concavity (or compression on the convexity) and by modifying the rib growth equilibrium around the spine. Further more, they could act against the progression of the curve deformation because they generally induce compression of the vertebral end-plates on the side of the curve convexity as raised by Grealou et al.[5]. Rib shortening on the convexity near costo-transverse joint was the intervention maximizing cosmetic improvement for patients presenting significant rib hump (patients 1 and 2). This is consistent with procedures actually used for improvement of the back shape geometry that is resection of the posterior prominent portion of the ribs on the convexity [28].

When choosing a treatment, compromises must be done between the improvement of some aspects of the deformity and the deterioration of others. In this perspective weights were attributed to the terms characterizing the different elements of the deformity based on clinical recommendations. However, a compromise must also be done between the geometric corrections and the resulting loads on bone, particularly when treating immature patients. The surgeries that were effective at reducing the rib hump of patients 1 and 2 produced loads on the vertebral end-plates that could enhance the progression of scoliosis. The surgeries identified as having the most potential for long-term mechanical correction resulted in deterioration of the rib hump and vertebrae axial rotation in some cases, particularly for patient 4. Therefore, in future studies constraints should be placed on the value of mechanical objective function when optimizing the geometrical correction, and reciprocally.

The potential of long-term mechanical correction was evaluated with the moments transmitted to the vertebral end-plates. However, the real loads applied on them are a combination of the load induced by the surgery, and the action of muscles and gravity. Further more, loads will change in time as a result of the adaptation of bones and bone growth to their mechanical environment, but also of the ligaments that were tensioned by the surgery. Consequently, a biomechanical model including the modeling of those features and of the muscles and gravity forces will be needed before concluding on the long-term geometrical correction that can be obtained from rib surgeries.

3.2.6 Conclusion

An approach was developed to study the influences of the rib surgery parameters on the correction of scoliotic deformities and to identify the optimal parameters. One element of this approach is the use of dual kriging, which is a new alternative for building approximation models. This interpolation technique could be used for the study of other treatments in scoliosis or in other pathology, and also in any study using such type of models to reduce computational cost associated with optimization and computer simulations. The study improved the comprehension of the influence of the rib surgery parameters and demonstrated the importance of an adequate parameter selection for the design of a rib surgery with positive effects. The optimization results showed that no "typical" optimal surgery exists, the parameters maximizing the correction varied greatly according to the geometric configuration of the trunk's patient and the correction objective. Future studies using the developed tool could guide experimental studies, and could eventually help to establish the design criteria for a minimally invasive surgery or assist the clinician in the selection of rib surgery parameters personalized to the patient. Rib surgeries are promising interventions for the treatment of idiopathic scoliosis that are worth further investigations.

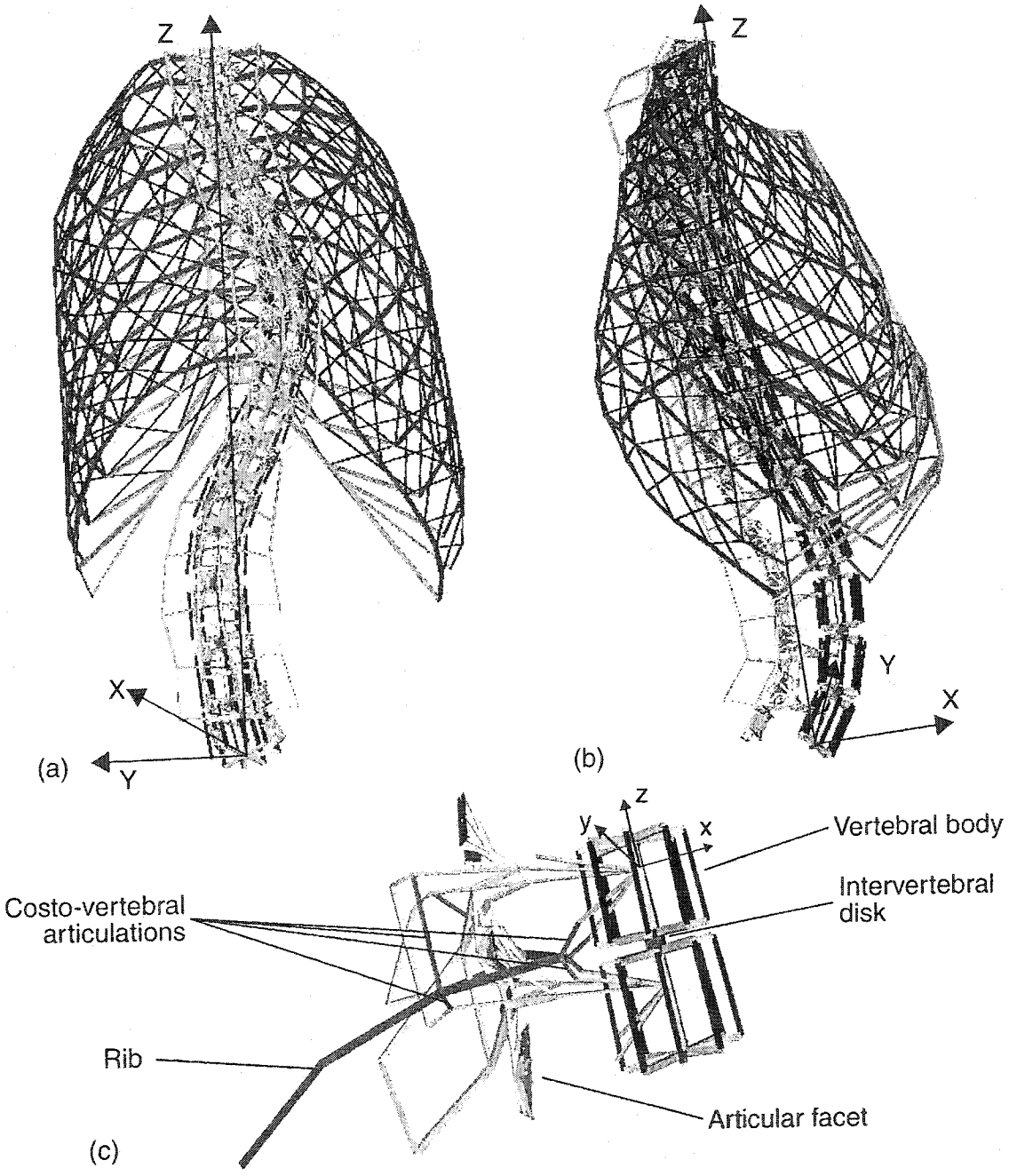


Figure 3.1 : Finite element model of the trunk: (a) posteroanterior, b) lateral view (spinal axis system), c) details of a typical functional unit with adjacent pair of ribs, lateral view (vertebra axis system)

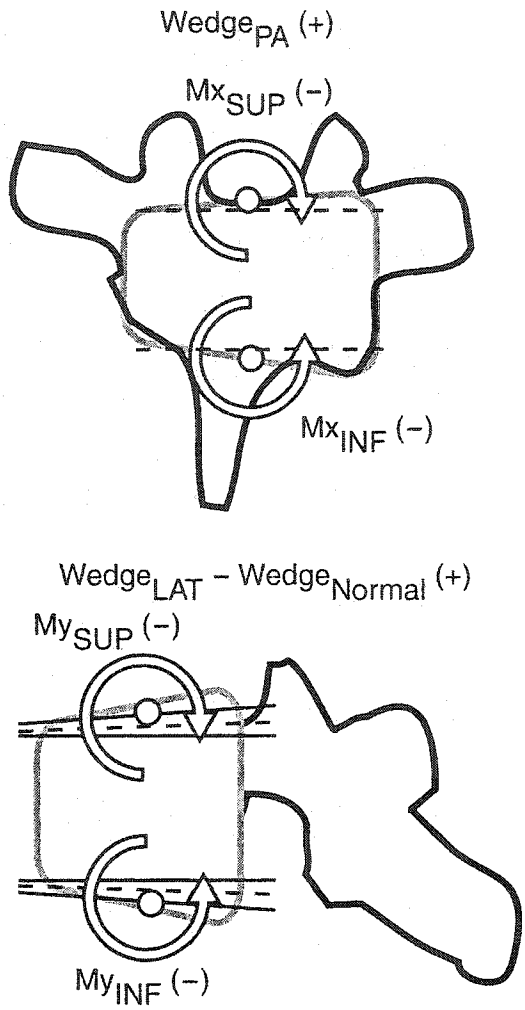


Figure 3.2: Desired moments on the vertebral end-plates. The sign convention was chosen so that desired moments minimized the objective function (for a positive wedging difference the desired moments were negative)

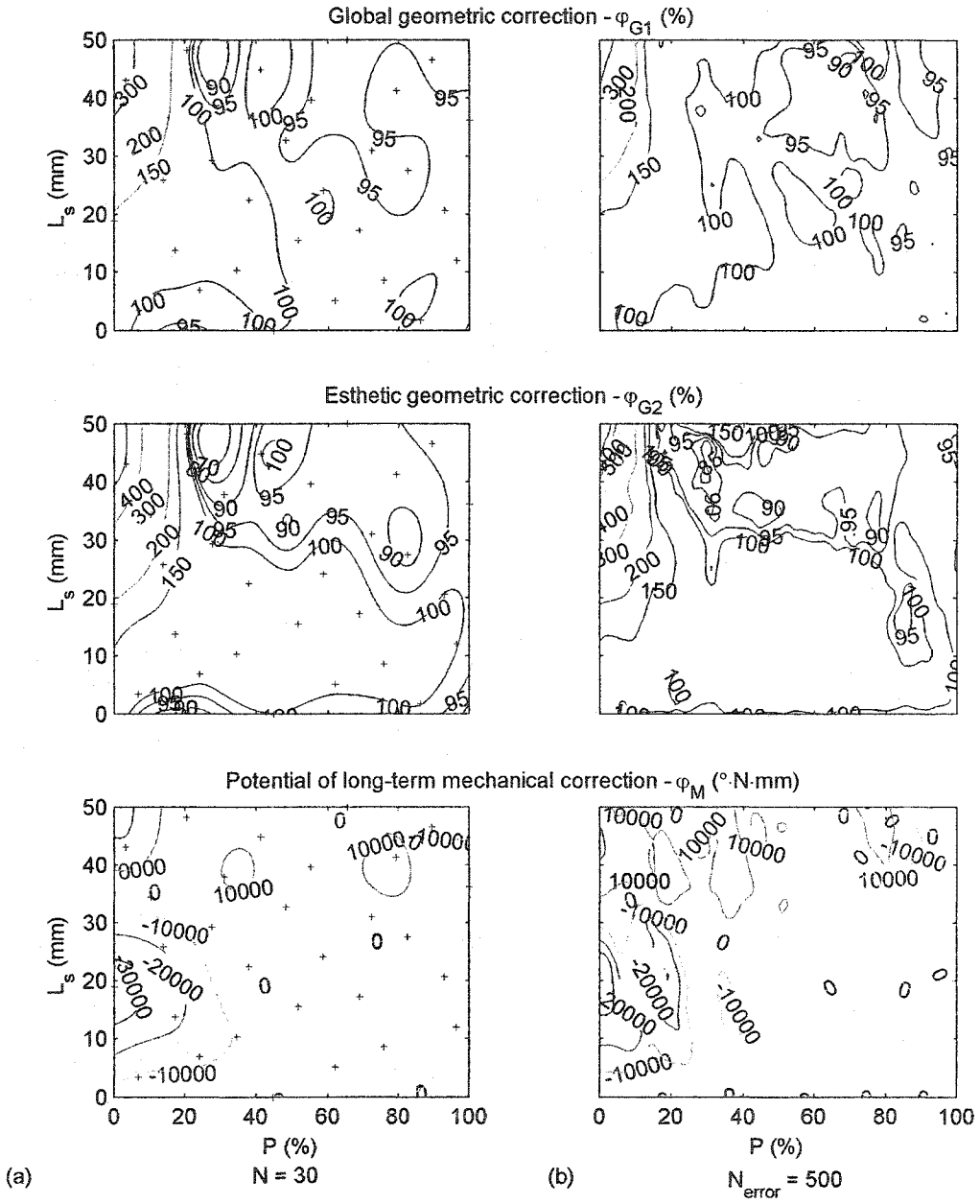


Figure 3.3: Contour plots of the approximation models built for the validation case: a) with the 30 samples of the uniform design, with cross representing the samples location; b) with 500 samples of the Latin Hypercube sampling

		Patients					
		1	2	3	4	5	6
$\varphi_{G1}(x)$ (%)	Minimum	80,8	82,6	81,2	86,6	70,7	81,3
	1st quartile	96,6	98,0	99,4	100,0	97,5	98,9
	Median	99,7	100,3	103,2	104,2	101,4	102,2
	3rd quartile	102,4	103,5	115,9	120,0	107,0	108,8
	Maximum	275,7	319,3	1000,9	932,0	386,9	285,5
$\varphi_{G2}(x)$ (%)	Minimum	66,1	72,5	69,3	90,5	56,9	79,7
	1st quartile	96,5	97,7	97,8	100,4	96,1	99,0
	Median	100,0	100,5	105,6	106,2	101,1	103,3
	3rd quartile	105,58	107,2	138,6	144,5	109,4	113,2
	Maximum	528,9	491,9	2793,4	1357,2	921,81	465,8
$\varphi_{M}(x)$ (°·N·mm)	Minimum	-63300	-59300	-18500	-36700	-27700	-22400
	1st quartile	-12500	-8300	-1500	-4400	-2700	-3000
	Median	-1600	0	300	0	100	300
	3rd quartile	8900	6100	3500	4000	4200	5000
	Maximum	74000	67800	35100	45700	48500	33200

Tableau 3.2: Minimum, 1st quartile, median, 3rd quartile and maximum values of the 3 objective functions computed with the rib surgery simulations for the 6 patients

		Correlation coefficients (R^2)
$\varphi_{G1}(x)$	Y	0,01-0,20
	X	0,04-0,47
	θ	0,39-0,94
	γ	0,62-0,99
	A_r	0,00-0,27
	A_l	0,01-0,11
$\varphi_{G2}(x)$	Y	0,00-0,06
	X	0,06-0,44
	θ	0,37-0,95
	γ	0,89-1,00
	A_r	0,00-0,18
	A_l	0,02-0,15
$\varphi_M(x)$	Frontal term	0,45-1,00
	Sagittal term	0,00-0,60

Tableau 3.3: Interval of correlation coefficients (R^2) computed for the 6 patients, between the 3 objective functions and each term composing it

	Patients					
	1	2	3	4	5	6
Optimization results:						
Rib surgery parameters:						
Type	S	S	L	L	L	L
Side	L	L	L	R	R	R
Number of ribs	2	4	5	4	6	2
Position: P (%)	100	32	0	91	0	21
Length: L_S *or* L_L (mm)	49	48	30	30	30	30
Objective function (%):						
Predicted ($\hat{\varphi}(x)$)	79,4	79,9	80,6	86,1	67,1	80,7
True ($\varphi(x)$)	79,2	81,8	80,0	86,2	66,4	80,5
Geometrical descriptors:						
Y	0,87	0,81	0,84	0,86	0,65	0,77
X	0,35	0,89	0,97	0,90	0,91	0,85
θ	0,62	0,61	0,66	0,59	0,50	0,39
γ	0,69	0,67	0,52	1,14	0,42	1,17
A_r	1,05	1,01	1,00	0,69	0,79	0,89
A_l	1,08	1,19	0,79	0,98	0,97	0,97
Clinical indices:						
Thoracic Cobb angle (°):						
Initial	46	47	20	36	34	39
After simulation	45	45	20	34	33	37
Kyphosis (°):						
Initial	42	32	40	40	36	53
After simulation	39	33	42	40	38	54
Thoracic apical vertebra	T8	T8	T9	T9	T9	T9
Axial rotation of the apical vertebra (°):						
Initial	-15,8	-3,1	-3,0	0,3	-6,5	-2,7
After simulation	-13,2	-1,3	-5,4	0,9	-2,3	-1,5
Rib hump at the apex (°):						
Initial	-11,7	-13,2	3,6	-3,5	-2,7	-8,8
After simulation	-7,0	-5,7	2,0	-3,4	-4,1	-10,2

Tableau 3.4: Optimal parameters for the global geometric correction, and the geometrical descriptors and clinical indices computed for the simulation with these parameters

	Patients					
	1	2	3	4	5	6
Optimization results:						
Rib surgery parameters:						
Type	S	S	L	L	L	L
Side	R	R	L	R	R	L
Number of ribs	2	2	6	4	6	4
Position: P (%)	10	0	1	90	22	13
Length: L_S *or* L_L (mm)	35	36	30	28	30	17
Objective function (%):						
Predicted ($\hat{\varphi}(x)$)	66,1	72,3	67,6	92,6	56,1	81,6
True ($\varphi(x)$)	66,0	73,0	67,1	92,8	57,5	83,0
Geometrical descriptors:						
Y	1,13	1,12	0,87	0,87	0,72	1,07
X	0,27	1,35	1,01	0,91	0,80	0,95
θ	0,58	0,70	0,67	0,60	0,90	1,19
γ	0,41	0,27	0,41	1,12	0,22	0,50
A_r	1,11	1,11	0,99	0,70	0,72	1,00
A_l	1,00	1,00	0,76	0,98	0,98	0,92
Clinical indices:						
Thoracic Cobb angle (°):						
Initial	46	47	20	36	34	39
After simulation	48	49	21	34	34	40
Kyphosis (°):						
Initial	42	32	40	40	36	53
After simulation	40	29	42	40	39	53
Thoracic apical vertebra	T8	T8	T9	T9	T9	T9
Axial rotation of the apical vertebra (°):						
Initial	-15,8	-3,1	-3,0	0,3	-6,5	-2,7
After simulation	-12,5	0,1	-5,7	0,8	-5,7	-3,4
Rib hump at the apex (°):						
Initial	-11,7	-13,2	3,6	-3,5	-2,7	-8,8
After simulation	-3,8	-6,9	1,8	-3,5	-2,3	-4,2

Tableau 3.5: Optimal parameters for the cosmetic geometric correction, and the geometrical descriptors and clinical indices computed for the simulation with these parameters

	Patients					
	1	2	3	4	5	6
Optimization results:						
Rib surgery parameters:						
Type	S	L	S	S	L	L
Side	L	R	L	L	R	R
Number of ribs	3	2	3	5	2	4
Position: P (%)	43	0	0	100	0	2
Length: L_S *or* L_L (mm)	50	30	50	50	30	30
Objective function (°·N·mm):						
Predicted ($\hat{\varphi}(x)$)	-70200	-63700	-21400	-43100	-31600	-23800
True ($\varphi(x)$)	-60800	-65800	-24700	-61600	-33400	-25200
Frontal term	-63100	-68400	-21000	-52700	-29500	-20800
Sagittal term	2300	2600	-3700	-8900	-3800	-4400
Wedging and moment transmitted to end-plates of the apical vertebra:						
Thoracic apical vertebrae	T8	T8	T9	T9	T9	T9
Frontal plane:						
Wedging (°)	6,2	8,0	8,1	4,8	4,0	4,9
Moments transmitted (M_X, N·mm):						
Superior end-plate	-990	-1800	40	-1230	-1060	-800
Inferior end-plate	-720	-1340	690	-1230	-350	-650
Sagittal plane:						
Wedging difference (°)	0,0	0,0	0,0	0,0	-8,3	-4,6
Moments transmitted (M_Y, N·mm):						
Superior end-plate	120	-820	-440	50	40	-310
Inferior end-plate	-10	-600	-470	270	90	-100

Tableau 3.6: Optimal parameters for the potential of long-term correction, wedging of apical vertebra and moment transmitted to its end-plates obtained from the corresponding simulation

3.2.7 Nomenclature

A_{l0}, A_{r0}:	Initial rib enclosed area on the curve concavity (l) and convexity (r)
A_l, A_r:	Final rib enclosed area on the curve concavity (l) and convexity (r)
L_S, L_L:	Length of the rib shortening or lengthening (x^4)
$K(h)$:	Generalized covariance in dual kriging
M:	Number of monomial basis functions in the drift term
M_x^{SUP}, M_x^{INF}:	Moments transmitted to the vertebra superior and inferior end-plates in its frontal plane
M_y^{SUP}, M_y^{INF}:	Moments transmitted to the vertebra superior and inferior end-plates in its sagittal plane
N:	Number of samples specified by a uniform design
N_{error}:	Number of validation points specified by a Latin hypercube sampling
P:	Intervention position on the rib (x^5)
W_1, …, W_6:	Weights of terms in geometric objective function
$Wedge_{LAT}$:	Vertebral wedging in its local sagittal plane
$Wedge_{Normal}$:	Average "normal" lateral wedging of the corresponding vertebra
$Wedge_{PA}$:	Vertebral wedging in its local frontal plane
X_0:	Vertebra initial position in the sagittal plane
X:	Vertebra final position in the sagittal
X_{normal}:	Mean position of vertebra in the sagittal plane from 13 normal subjects
Y_0:	Vertebra initial position in the frontal plane
Y:	Vertebra final position in the frontal plane
X, Y, Z:	Axis of the spinal axes system
$a(x)$:	Drift term in dual kriging
a_m, b_j:	Parameters of the dual kriging system
$b(x)$:	Fluctuation term in dual kriging
$error_{CVRMS}$:	Cross-validation root mean square error
$error_{MAX}$:	Maximum absolute error
$error_{RMS}$:	Root mean square error
$g_j(x)$:	Correction functions in the fluctuation term of dual kriging
k:	Dimension index
$\{l^4, l^5\}$, $\{u^4, u^5\}$:	Lower and upper bounds on x^4 and x^5 in optimization
m:	Index of monomial basis functions

$p_m(x)$:	Monomial basis functions
v, r:	Index of the level number: vertebrae and ribs
$x = \{x^1, \ldots, x^5\}$:	Design variables corresponding to the rib surgery parameters
x, y, z:	Axis of vertebrae local axes system
$\varphi_G(x)$:	Geometric objective function
$\varphi_{G1}(x)$:	Objective function for global geometric correction
$\varphi_{G2}(x)$:	Objective function for esthetic geometric correction
$\varphi_M(x)$:	Mechanical objective function
φ_i:	Actual objective function value from the computer simulation at x_i
$\hat{\varphi}(x)$:	Approximation model of the objective functions $\varphi(x)$
$\hat{\varphi}(x_i)$:	Objective function value predicted by the approximation model at x_i
$\hat{\varphi}_i(x)$:	Approximation model build without sample φ_i
γ_0:	Initial rib hump
γ:	Final rib hump
θ_0:	Initial axial rotation of vertebra
θ:	Final axial rotation of vertebra

3.2.8 Reference List

[1] Sevastik, J., Agadir, M., and Sevastik, B., 1990, "Effects of Rib Elongation on the Spine. II. Correction of Scoliosis in the Rabbit", Spine, **15**(8), pp. 826-829.

[2] Xiong, B., and Sevastik, J. A., 1998, "A Physiological Approach to Surgical Treatment of Progressive Early Idiopathic Scoliosis", Eur. Spine J., 7(6), pp. 505-508.

[3] Deguchi, M., Kawakami, N., and Kanemura, T., 1997, "Correction of Experimental Scoliosis by Rib Resection in the Transverse Plane", J. Spinal Disord., **10**(3), pp. 197-203.

[4] Deguchi, M., Kawakami, N., and Kanemura, T., 1996, "Correction of Scoliosis by Rib Resection in Pinealectomized Chickens", J. Spinal Disord., **9**(3), pp. 207-13.

[5] Grealou, L., Aubin, C. E., and Labelle, H., 2002, "Rib Cage Surgery for the Treatment of Scoliosis: a Biomechanical Study of Correction Mechanisms", J. Orthop. Res., **20**(5), pp. 1121-1128.

[6] Simpson, T. W., Peplinski, J. D., Koch, P. N., and Allen, J. K., 2001, "Metamodels for Computer-Based Engineering Design: Survey and Recommendations", Eng. Comput., **17**(2), pp. 129-150.

[7] Sacks, J., Welch, W. J., Mitchell, T. J., and Henry, P. W., 1989, "Design and Analysis of Computer Experiments", Stat. Sci., 4(4), pp. 409-435.

[8] Jin, R., Chen, W., and Simpson, T. W., 2001, "Comparative Studies of Metamodelling Techniques Under Multiple Modelling Criteria", Struct. Multidiscip. Optim., **23**(1), pp. 1-13.

[9] Aubin, C. E., Descrimes, J. L., Dansereau, J., Skalli, W., Lavaste, F., and Labelle, H., 1995, "Geometrical Modeling of the Spine and the Thorax for the Biomechanical Analysis of Scoliotic Deformities Using the Finite Element Method", Ann. Chir., **49**(8), pp. 749-761.

[10] Descrimes, J. L., Aubin, C. E., Skalli, W., Zeller, R., Dansereau, J., and Lavaste, F., 1995, "Modelling of Facet Joints in a Finite Element Model of the Scoliotic Spine and Thorax: Mechanical Aspects", Rachis, **7**(5), pp. 301-314.

[11] Gignac, D., Aubin, C. E., Dansereau, J., and Labelle, H., 2000, "Optimization Method for 3D Bracing Correction of Scoliosis Using a Finite Element Model", Eur. Spine J., **9**(3), pp. 185-90.

[12] Dansereau, J., Beauchamp, A., de Guise, J., and Labelle, H., 1990, "Three-Dimensional Reconstruction of the Spine and the Rib Cage From Stereoradiographic and Imaging Techniques", *Proceedings of the 16th Conference of the Canadian Society of Mechanical Engineering*, **2**, pp. 61-64.

[13] Delorme S., Petit, Y., de Guise, J. A., Aubin, C. E., Labelle, H., Landry, C., and Dansereau, J., 1999, "Three-Dimensional Modelling and Rendering of the Human Skeletal Trunk From 2D Radiographic Images", *Proceedings of the Second International Conference on 3-D Digital Imaging and Modeling*, IEEE Computer Society, Los Alamitos, CA, pp. 497-505.

[14] Aubin, C. E., Dansereau, J., Petit, Y., Parent, F., de Guise, J. A., and Labelle, H., 1998, "Three-Dimensional Measurement of Wedged Scoliotic Vertebrae and Intervertebral Disks", Eur. Spine J., **7**(1), pp. 59-65.

[15] Stokes, I. A., 1994, "Three-Dimensional Terminology of Spinal Deformity. A Report Presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D Terminology of Spinal Deformity", Spine, **19**(2), pp. 236-248.

[16] Wynarsky, G. T., and Schultz, A. B., 1991, "Optimization of Skeletal Configuration: Studies of Scoliosis Correction Biomechanics", J Biomech, **24**(8), pp. 721-32.

[17] Stokes, I. A., Bigalow, L. C., and Moreland, M. S., 1986, "Measurement of Axial Rotation of Vertebrae in Scoliosis", Spine, **11**(3), pp. 213-218.

[18] Villemure, I., Aubin, C. E., Grimard, G., Dansereau, J., and Labelle, H., 2001, "Progression of Vertebral and Spinal Three-Dimensional Deformities in Adolescent Idiopathic Scoliosis: a Longitudinal Study", Spine, **26**(20), pp. 2244-2250.

[19] Delorme, S., Violas, P., Dansereau, J., de Guise, J., Aubin, C. E., and Labelle, H., 2001, "Preoperative and Early Postoperative Three-Dimensional Changes of the Rib Cage After Posterior Instrumentation in Adolescent Idiopathic Scoliosis", Eur. Spine J., **10**(2), pp. 101-106.

[20] Stokes, I. A., Dansereau, J., and Moreland, M. S., 1989, "Rib Cage Asymmetry in Idiopathic Scoliosis", J. Orthop. Res., **7**(4), pp. 599-606.

[21] Lenke, L. G., Bridwell, K. H., Blanke, K., and Baldus, C., 1995, "Analysis of Pulmonary Function and Chest Cage Dimension Changes After Thoracoplasty in Idiopathic Scoliosis", Spine, **20**(12), pp. 1343-1350.

[22] Stagnara, P., De Mauroy, J. C., Dran, G., Gonon, G. P., Costanzo, G., Dimnet, J., and Pasquet, A., 1982, "Reciprocal Angulation of Vertebral Bodies in a Sagittal Plane: Approach to References for the Evaluation of Kyphosis and Lordosis", Spine, 7(4), pp. 335-342.

[23] Propst-Proctor, S. L. , and Bleck, E. E., 1983, "Radiographic Determination of Lordosis and Kyphosis in Normal and Scoliotic Children", J. Pediatr. Orthop., **3**(3), pp. 344-346.

[24] Labelle, H., Dansereau, J., Bellefleur, C., and Jequier, J. C., 1995, "Variability of Geometric Measurements From Three-Dimensional Reconstructions of Scoliotic Spines and Rib Cages", Eur. Spine J., **4**(2), pp. 88-94.

[25] Arkin, A. M., and Katz, J. F., 1956, "The Effects of Pressure on Epiphyseal Growth. The Mechanism of Plasticity of Growing Bone", J. Bone Joint Surg. Am., **38-A**(5), pp. 1056-1076.

[26] Gooding, C. A., and Neuhauser, E. B., 1965, "Growth and Development of the Vertebral Body in the Presence and Absence of Normal Stress", Am. J. Roentgenol. Radium Ther. Nuclear. Med., **93**(2), pp. 388-394.

[27] Stokes, I. A. F., 2000, "Hueter-Volkmann Effect", Spine: State of the Art Reviews, *Etiology of Adolescent Idiopathic Scoliosis: Current Trends and Relevance to New Treatment Approaches,* R. G. Burwell et al., eds., Hanley & Belfus, Inc., Philadelphia, PA, pp. 349-357.

[28] Steel, H. H., 1983, "Rib Resection and Spine Fusion in Correction of Convex Deformity in Scoliosis", J Bone Joint Surg Am, **65** (7), pp. 920-5.

[29] Owen, R., Turner, A., Bamforth, J. S., Taylor, J. F., and Jones, R. S., 1986, "Costectomy As the First Stage of Surgery for Scoliosis", J Bone Joint Surg Br, **68**(1), pp. 91-5.

[30] Geissele, A. E., Ogilvie, J. W., Cohen, M., and Bradford, D. S., 1994, "Thoracoplasty for the Treatment of Rib Prominence in Thoracic Scoliosis", Spine, **19**(14), pp. 1636-42.

[31] Shufflebarger, H. L., Smiley, K., and Roth, H. J., 1994, "Internal Thoracoplasty. A New Procedure", Spine, **19**(7), pp. 840-2.

[32] Barrett, D. S., MacLean, J. G., Bettany, J., Ransford, A. O., and Edgar, M. A., 1993, "Costoplasty in Adolescent Idiopathic Scoliosis. Objective Results in 55 Patients", J Bone Joint Surg Br, **75**(6), pp. 881-5.

[33] Fang, K. T., Lin, D. K. J., Winker, P., and Zhang, Y., 2000, "Uniform Design: Theory and Application", Technometrics, **42**(3), pp. 237-248.

[34] Fang, K. T., Ma, C. X., and Winker, P., 2002, "Centered L-2-Discrepancy of Random Sampling and Latin Hypercube Design, and Construction of Uniform Designs", Math. Comput., **71**(237), pp. 275-296.

[35] Fang, K. T., Ma, C. X., and Winker, P., The Uniform Design Association of China, 1999, "Uniform Design Based on Centered L_2 Discrepancy -- $U_n(N^s)$", http://www.math.hkbu.edu.hk/UniformDesign/.

[36] Krige, D. G., 1951, "A Statistical Approach to Some Basic Mine Valuation Problems on the Witwatersrand", J. Chem. Metall. Min. Soc. S. Afr., **52**, pp. 119-139.

[37] Matheron, G., 1973, "The Intrinsic Random Functions and Their Applications", Adv. Appl. Probab., **5**, pp. 439-468.

[38] Trochu, F., 1993, "Contouring Program Based on Dual Kriging Interpolation", Eng. Comput., **9**(3), pp. 160-177.

[39] Phan, A. V., and Trochu, F., 1998, "Application of Dual Kriging to Structural Shape Optimization Based on the Boundary Contour Method", Arch. Appl. Mech., **68**(7/8), pp. 539-551.

[40] McKay, M. D., Beckman, R. J., and Conover, W. J., 1979, "Comparison of Three Methods for Selecting Values of Input Variables in the Analysis of Output From a Computer Code", Technometrics, **21**(2), pp. 239-245.

[41] "Optimization Toolbox User's Guide", 2001, Version 2, The MathWorks, Inc., Natick, MA, http://www.mathworks.com.

[42] Simpson, T. W., 1998, "A Concept Exploration Method for Product Family Design", Ph.D. Thesis, Georgia Institue of Technology, Atlanta, GA.

[43] Simpson, T. W., Lin, D. K. J., and Chen, W., 2001, "Sampling Strategies for Computer Experiments: Design and Analysis", Int. J. Reliability Ap., **2**(3), pp. 209-240.

[44] Sasena, M. J., Papalambros, P., and Goovaerts, P., 2002, "Exploration of Metamodeling Sampling Criteria for Constrained Global Optimization", Eng. Optimiz., **34**(3), pp. 263-278.

3.3 *Compléments à l'article #1*

L'article #1 ne présente qu'une synthèse des résultats de l'étude menée. Les paramètres de chirurgie optimaux identifiés pour les différents objectifs de correction et les 6 patients sont présentés. Néanmoins, l'étude ne visait pas seulement à identifier les configurations optimales, mais également à investiguer l'influence des paramètres de l'intervention. Dans l'article, des statistiques sont extraites des données provenant des simulations pour caractériser et résumer l'influence des paramètres d'intervention. Par contre, les modèles d'approximation ajustés à ces données peuvent apporter des indications supplémentaires sur le comportement des fonctions objectifs. Ces informations sont présentées ici sous forme de graphiques. Dans cette section, les Figures 3.7, 3.8 et 3.9 permettent de visualiser les modèles d'approximation construits pour le Patient 1, respectivement pour les fonctions objectifs caractérisant les corrections géométriques globales et cosmétiques, puis le potentiel de correction à long terme (mécanique). Pour éviter d'alourdir le texte, les figures pour les Patients 2, 3, 4, 5 et 6 sont présentées de la même façon dans l'ANNEXE I.

Pour chacune des figures, les différents graphiques représentent les modèles d'approximation construits pour chaque combinaison de paramètres non-continus. Les colonnes représentent le type d'interventions : raccourcissement (R) ou élongation (E), combiné avec leur emplacement relativement à la courbure scoliotique : concavité (gauche, G) ou convexité (droite, D). Puis, les différentes lignes représentent le nombre de côtes impliquées dans l'intervention : 2, 3, 4, 5 ou 6. Chaque graphique représente l'espace de design formé par les deux paramètres continus, soit la longueur de l'intervention (L, en *mm*) et la position sur la côte comme une proportion de la longueur de celle-ci (P, en %). Les modèles d'approximation qui sont illustrés sur chaque graphique ont été construits à partir des valeurs de la fonction objectif évaluées à l'aide de simulations. La Figure 3.4 présente les points dans l'espace de design pour lesquels des simulations ont été effectuées. Ces points ont été spécifiés par un plan d'expérience de type « Uniform Design ».

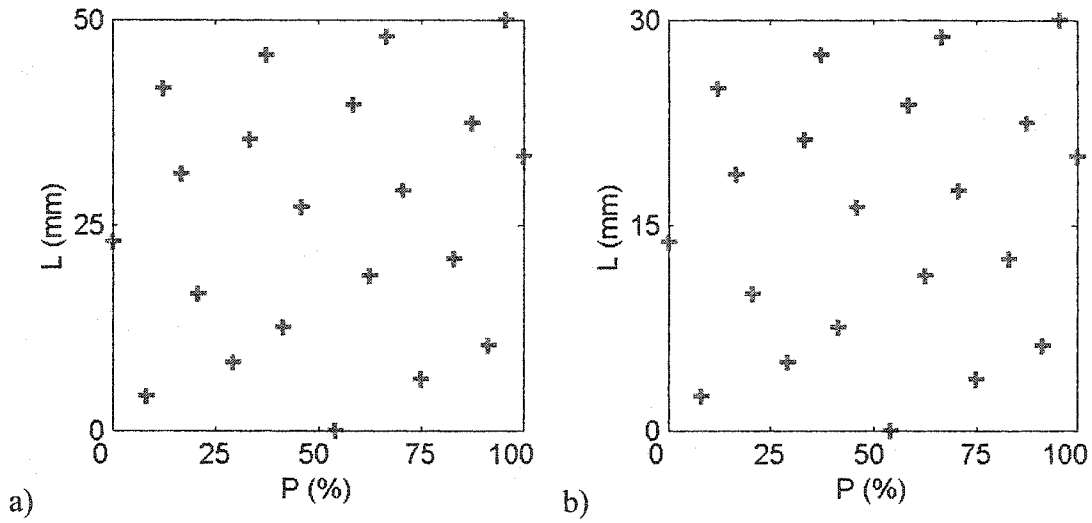


Figure 3.4 : Espace de design formé par les paramètres d'intervention continus et plan d'expérience (« Uniform Design ») pour : a) les raccourcissements, et b) les élongations de côtes

Dans les graphiques, le niveau de gris indique la valeur de la fonction objectif prédite par le modèle d'approximation. Les échelles utilisées pour les fonctions objectifs géométriques et mécanique sont présentées respectivement dans la Figure 3.5, a) et b). Les régions pour lesquelles la valeur de la fonction objectif est inférieure ou supérieure aux valeurs délimitant l'échelle sont respectivement en blanc et en noir. Par conséquent, la région optimale est celle présentant les tons de gris les moins élevés.

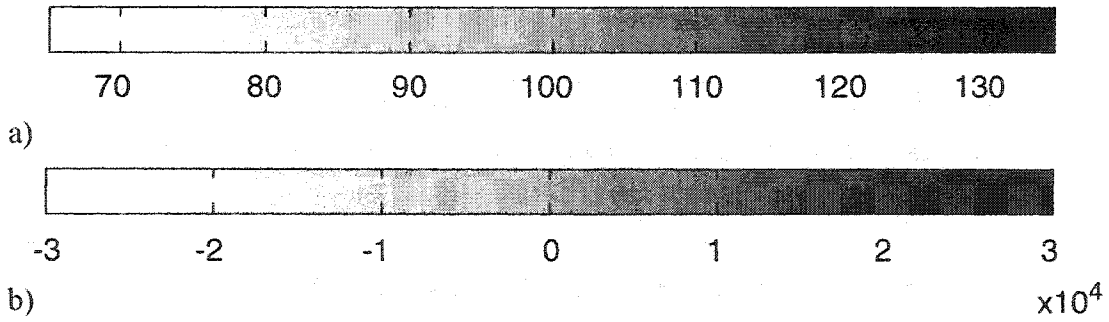


Figure 3.5 : Échelle pour les modèles d'approximation : a) fonctions objectifs géométriques, b) fonction objectif mécanique

De plus, sur chacun des graphiques, la position des valeurs minimum et maximum de la fonction objectif évaluées avec les simulations est identifiée (● et ○), également la position des valeurs minimum et maximum de la fonction objectif prédites par le modèle d'approximation (■ et □), et le minimum identifié par l'algorithme d'optimisation (*).

À titre d'exemple, la Figure 3.6 présente de façon plus spécifique un des modèles d'approximation construit pour le Patient 1 (R G, 2 côtes).

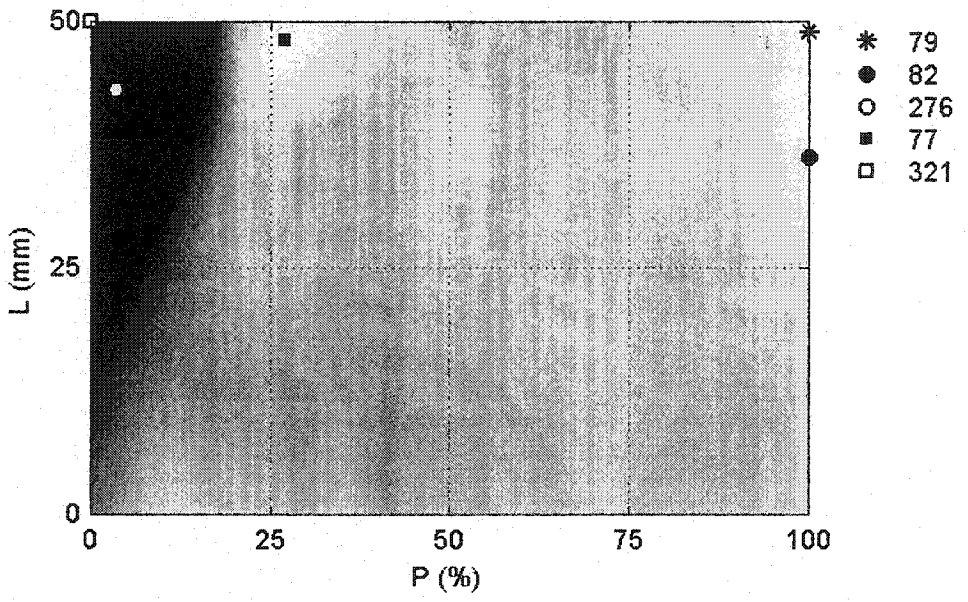


Figure 3.6 : Exemple d'un modèle d'approximation – fonction objectif géométrique globale

Celle-ci démontre que, parmi les 30 simulations effectuées, un raccourcissement d'environ 36 mm situé à 100 % de la longueur sur la côte, soit près du joint costo-chondral, a permis d'obtenir une valeur minimale de la fonction objectif de 82 (●). Le modèle d'approximation construit démontre quant à lui un minimum global à la position ■, qui correspond à une valeur de la fonction objectif de 77. Sur ce graphique, il est possible de voir que l'algorithme d'optimisation, dont le parcours a débuté au point ●, a identifié le minimum de la fonction objectif situé au point *. Toutefois, ce point ne correspond pas au minimum global du modèle d'approximation. Cette situation s'est présentée à un certain nombre de reprises dans l'étude. Néamoins, il faut rappeler que le

modèle d'approximation comporte une erreur de prédiction. Tel que discuté dans l'article précédent, ces erreurs surviennent de façon plus fréquente dans les régions où il y a des changements abruptes dans la valeur de la fonction objectif, ou sur les limites de l'espace de design où aucun point n'est spécifié par le plan d'expérience.

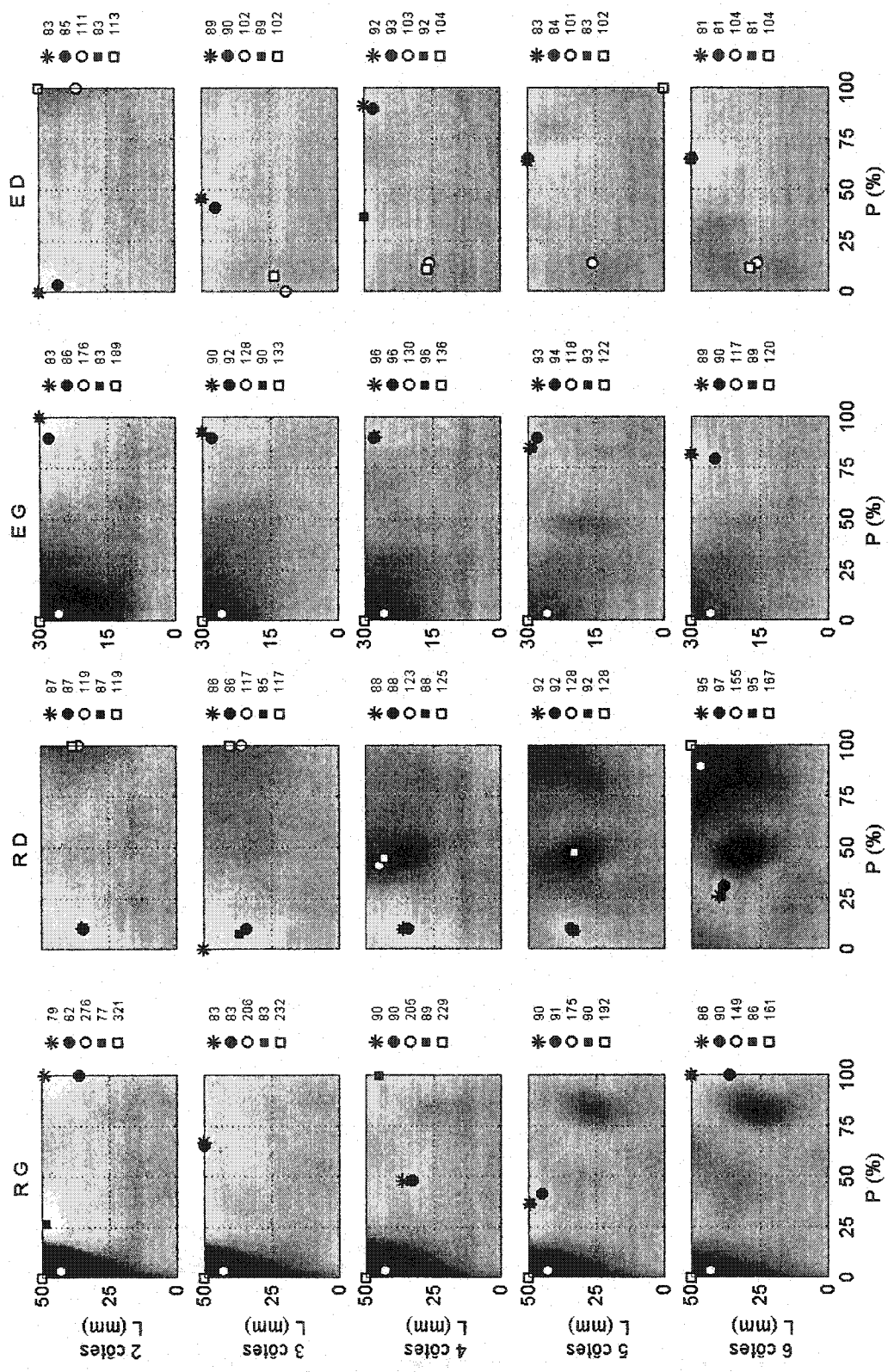


Figure 3.7 : Modèle d'approximation : Patient 1 – Fonction objectif géométrique globale

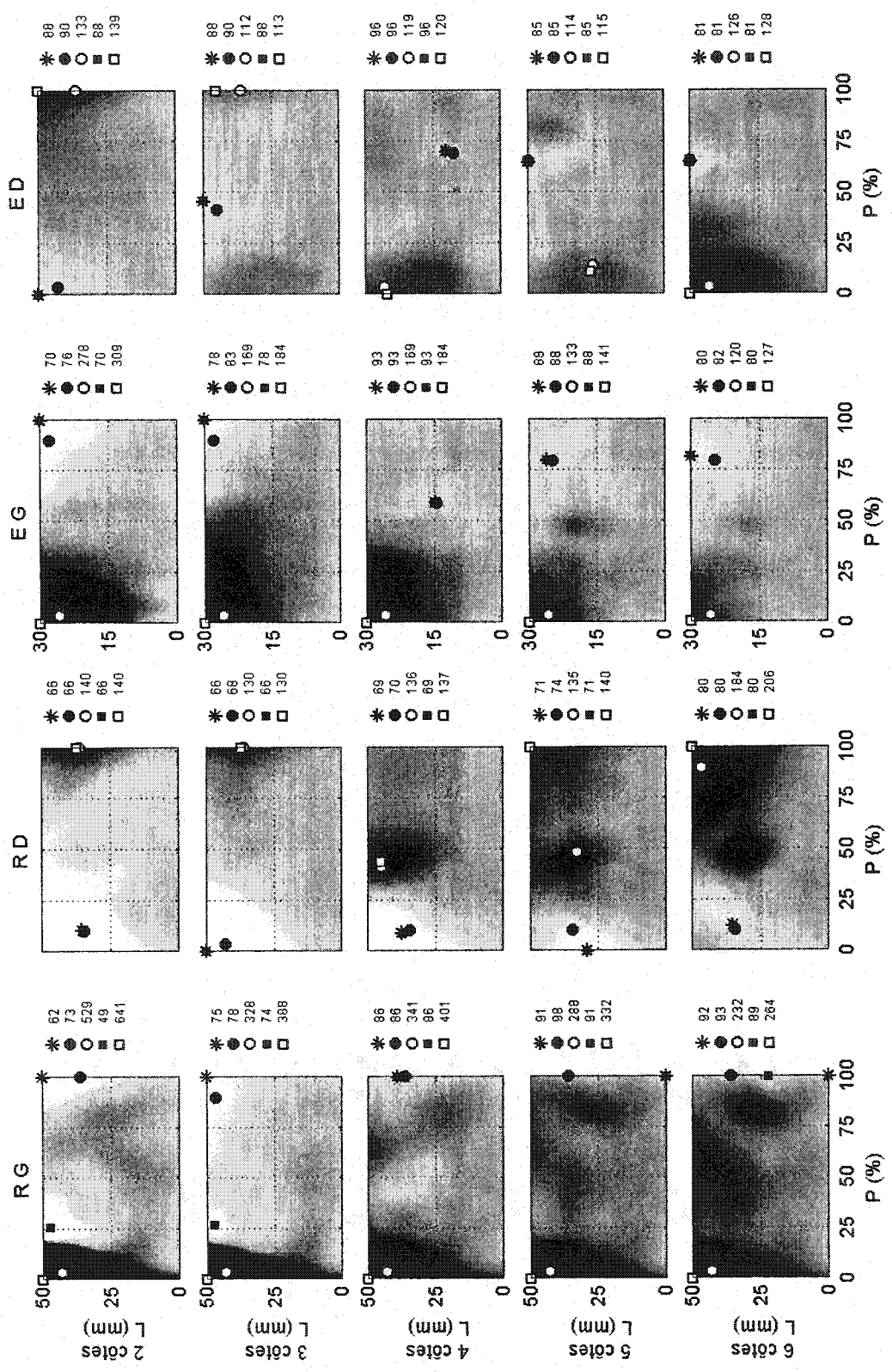


Figure 3.8 : Modèle d'approximation : Patient 1 – Fonction objectif géométrique cosmétique

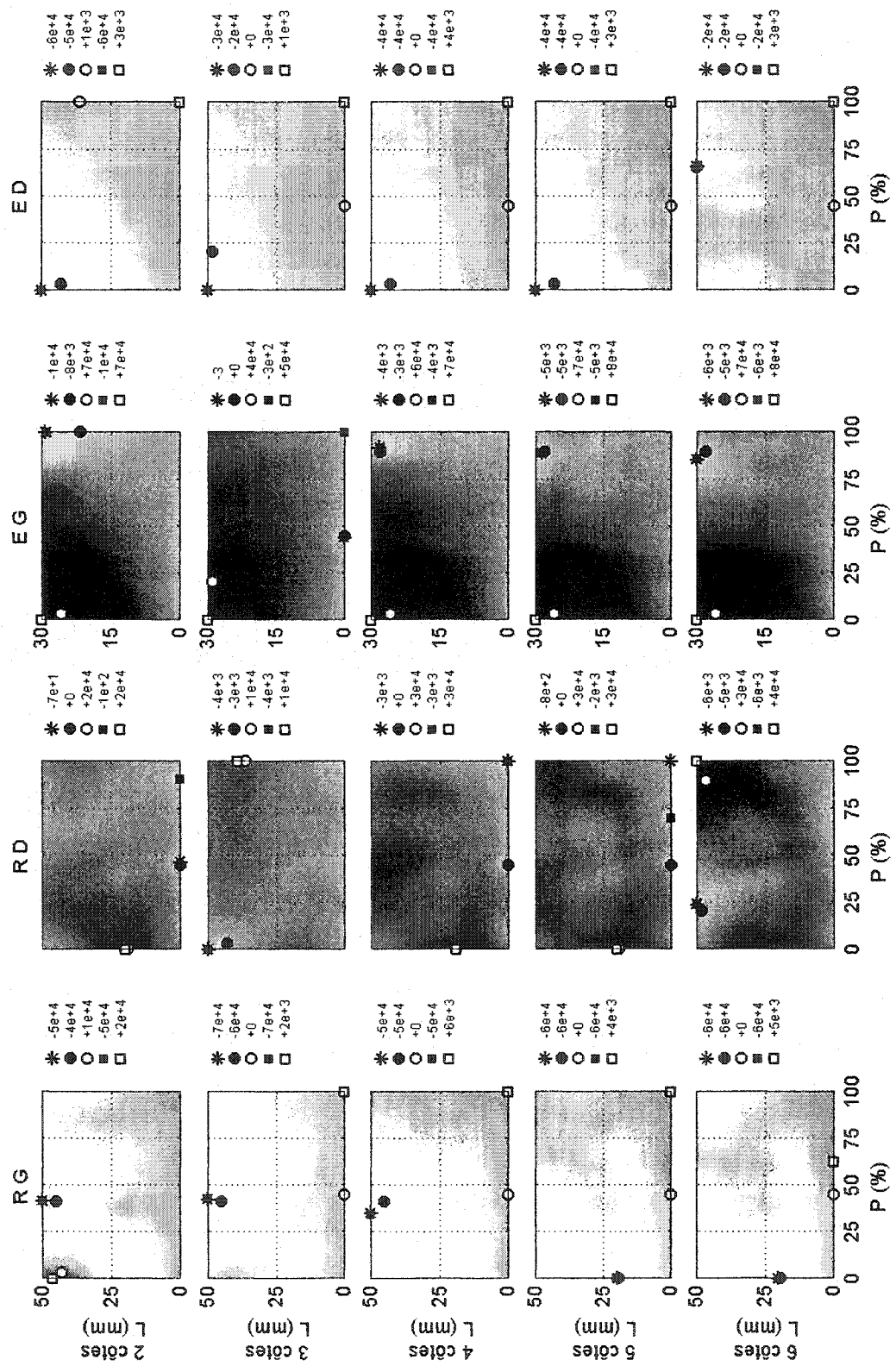


Figure 3.9 : Modèle d'approximation : Patient 1 – Fonction objectif mécanique

Les figures 3.7 à 3.9 et les figures I.1 à I.15 démontrent la grande variabilité de la réponse en fonction des paramètres de la chirurgie et également en fonction de la géométrie du tronc du patient. Cette variabilité est observée pour les 3 fonctions objectifs examinées. Il existe néanmoins certaines similarités entre les patients.

De façon générale, les raccourcissements et les élongations de côtes sont associés à de faibles modifications immédiates de la géométrie. Lorsque des modifications plus importantes sont entraînées, elles se produisent généralement au niveau de la gibbosité et des rotations axiales vertébrales. Pour cette raison, les deux fonctions objectifs géométriques se comportent de façon similaire et sont analysées conjointement. Pour l'ensemble des patients, une détérioration géométrique est observée suite à des raccourcissements de côtes latéralement au joint costo-transverse (CT) sur la concavité de la courbure. Cette détérioration est d'autant plus considérable que les segments de côte réséqués sont longs. Pour les patients présentant une proéminence des côtes sur la convexité et/ou des rotations axiales vertébrales plus accentuées initialement (Patients 1 et 2), une correction de la géométrie peut être observée si l'intervention est effectuée plus antérieurement sur la côte. Pour les patients présentant peu de déformation à ces niveaux (Patients 3, 4 et 5), un raccourcissement près du joint costo-chondral (CC) peut également entraîner une détérioration importante. Similairement, les raccourcissements de côtes sur la convexité peuvent entraîner une détérioration pour ces patients, que l'intervention soit effectuée près du joint CT ou près du joint CC. Pour les patients avec une gibbosité plus importante, l'effet est inverse au raccourcissement sur la concavité : une amélioration est observée suite à une intervention effectuée près du joint CT, puis une détérioration est si celle-ci est plus antérieure. Pour les élongations de côtes, l'écart dans la valeur des fonctions objectifs entre les interventions les plus favorables et les interventions les plus défavorables est moins important que pour les raccourcissements de côtes. Ceci pourrait résulter seulement du fait que la longueur d'intervention maximale examinée est de 30 mm pour les élongations de côtes comparativement à 50 mm pour les raccourcissements de côtes. Il est difficile de dégager des points communs

aux différents patients, car ceux-ci répondent de façon très différente aux élongations de côtes.

Il en est autrement pour la fonction objectif mécanique. Les élongations de côtes sur la convexité entraînent des moments sur les corps vertébraux ayant le potentiel d'agir contre la progression pour la quasi-totalité des combinaisons de paramètres testées. Pour l'ensemble des patients, l'effet est d'autant plus favorable que l'allongement est important, que le nombre de côtes impliquées est petit et que l'intervention se situe sur le premier quart postérieure de la côte. Les élongations de côtes sur la concavité sont plus souvent associées à des moments défavorables qui sont plus ou moins accentués si l'intervention est effectuée sur la partie postérieure de la côte et est d'une longueur plus importante (sauf pour le patient 3). Pour les raccourcissements de côtes, l'effet diffère d'un patient à l'autre. Les raccourcissements sur la convexité sont généralement associés à des moments pouvant accentuer la courbure, mais pas pour l'ensemble des configurations testées. Les raccourcissements sur la concavité peuvent induire des moments avec un grand potentiel de correction à long terme, particulièrement pour les patients 1 et 2. Toutefois, les modèles approximatifs de la fonction objectif pour ce type d'intervention sont très non-linéaires. Des lignes directrices comme ceux dégagées pour les élongations de côtes sur la convexité ne peuvent être tirées.

CHAPITRE 4 - MODÉLISATION ET SIMULATION DE L'EFFET À LONG TERME DE CHIRURGIES COSTALES

4.1 Présentation de l'article #2

Le second article porte sur le développement d'une modélisation biomécanique permettant d'étudier l'effet à long terme des chirurgies costales. Le modèle par éléments finis du tronc (section 1.5.2) et la modélisation des raccourcissements et des élongations de côtes (section 1.6) présentés sont également utilisés pour réaliser cette partie du projet. Pour étudier l'effet à long terme, une modélisation de la croissance et de la modulation de cette croissance par les charges induites par l'intervention est intégrée au modèle. Cette modélisation se base sur les travaux de Villemure et al. (2000; 2002) et de Stokes & Laible (1990) présentés dans la section 1.3.2.1 (Tableau 1.1). De plus, une modélisation de la relaxation de contraintes des ligaments est intégrée afin de mieux représenter l'évolution des charges dans le temps. En effet, une portion des charges induites par l'intervention résulte de l'étirement des ligaments. L'article présente la modélisation développéeet une étude de sensibilité entreprise afin d'identifier les paramètres de modélisation ayant le plus d'influence sur les corrections simulées. La géométrie du tronc utilisée correspond au Patient 1 du précédent chapitre. De plus, une seule configuration chirurgicale est examinée, soit celle correspondant aux paramètres optimaux identifiés avec la fonction objectif mécanique. Ainsi, l'étude permet également de vérifier le potentiel de correction à long terme de l'intervention qui s'était démontrée la plus susceptible d'agir contre la progression de la scoliose (Tableau 3.6).

La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de cet article est d'environ 85%. Cet article a été soumis pour publication à la revue « Medical & Biological Engineering & Computing » au mois d'août 2003.

4.2 Article #2 : Biomechanical Modeling of Growth Modulation Following Rib Shortening or Lengthening in Adolescent Idiopathic Scoliosis

Biomechanical Modeling of Growth Modulation Following Rib Shortening or Lengthening in Adolescent Idiopathic Scoliosis

J. Carrier[2,3], C.-É. Aubin[1,2,3], I. Villemure[1,2,3], H. Labelle[2,3]

1. Department of Mechanical Engineering
   Ecole Polytechnique of Montreal
   P.O. Box 6079, Station Centre-ville
   Montreal (Quebec)
   H3C 3A7 CANADA

2. Biomedical Engineering Institute
   University of Montreal / Ecole Polytechnique of Montreal
   P.O. Box 6128, Station Centre-ville
   Montreal (Quebec)
   H3C 3J7 CANADA

3. Biomechanical Modeling & Computer Assisted Surgery Laboratory
   Research Center, Ste-Justine Hospital
   3175, Cote Sainte-Catherine
   Montreal (Quebec)
   H3T 1C5 CANADA

Address for correspondence:

Carl-Éric Aubin, Ph.D.
Canada Research Chair "CAD Innovations in Orthopedic Engineering"
Department of Mechanical Engineering
Ecole Polytechnique of Montreal
P.O. Box 6079, Station Centre-ville
Montreal (Quebec)
H3C 3A7 CANADA
Tel: (514) 340-4711, ext. 4437
Fax: (514) 340-5867
E-mail : carl-eric.aubin@polymtl.ca

4.2.1 Abstract:

This study aimed at developing a biomechanical model to evaluate the long-term correction resulting from rib shortening or lengthening in adolescent idiopathic scoliosis (AIS). A finite element model of the trunk personalized to the geometry of a scoliotic patient was used to simulate the rib surgeries. Stress relaxation of ligaments following surgery was integrated in the model, as well as longitudinal growth of vertebral bodies and ribs and its modulation due to mechanical stresses. Simulations were performed in an iterative fashion over 24 months. A concave side rib shortening inducing load patterns on the vertebral end-plates that could act against the scoliosis progression was tested. A fractional factorial experimental design of 16 runs allowed documenting the effects of six modeling parameters. Wedging of the apical vertebra in the frontal plane decreased from 5.2° initially to a mean value of 3.8° after 24 months. The wedging decrease in the thoracic apical region was reflected by changes in the spine curvature, with a Cobb angle decrease from 46° to 44° immediately after the surgery and to a mean of 41 ° after 24 months. However, both the rib hump and vertebral axial rotation increased in average of 4° at the curve apex. The most significant parameters were the growth sensitivity to stress in ribs and vertebrae, and the rate of stress relaxation of intercostal ligaments. The results confirmed the potential of long-term correction of the spinal curvature resulting from the rib shortening on the concavity. This modeling approach could be used to further design a less invasive surgery taking into account residual growth for scoliosis correction.

Keywords: idiopathic scoliosis, rib shortening, rib lengthening, growth modulation, stress relaxation, biomechanical model.

4.2.2 Introduction

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS) is a complex three-dimensional musculoskeletal deformation of the spine and rib cage which is believed to progress due to mechanical modulation of bone growth (Stokes et al. 1996). The Hueter-Volkmann "law" states that longitudinal bone growth occurring at the cartilaginous growth plates is retarded by increased compression and accelerated by decreased compression (Arkin and Katz, 1956; Stokes et al. 1994). The onset of the spinal curvature causes asymmetrical loading of the spine that alters vertebral growth. Vertebrae structural deformations and spinal curvature as is would consequently progress by a self-sustained biomechanical cycle involving this unbalanced loading and this bone growth modulation (Stokes et al. 1996; Perdriolle et al. 1993).

The ideal conservative treatment for AIS patients with residual growth would consist to modify the force equilibrium transmitted to the spine in order to reverse the deformation process. Animal studies have shown that rib resection, shortening or lengthening can induce (Piggott, 1971; Sevastikoglou et al. 1978; Sevastik et al. 1993; Deguchi et al. 1995) and correct (Sevastik et al. 1990; Deguchi et al. 1997; Deguchi et al. 1996) scoliosis. Xiong and Sevastik (1998) reported the case of a young scoliotic patient who was treated by shortening of 3 ribs on the curve concavity and who has shown continuous improvement of the spinal curvature. A previous biomechanical study using a finite element model of the trunk demonstrated that, although rib surgeries produce only slight immediate geometrical changes, concave side rib shortening and convex side rib lengthening can induced loads patterns on the end-plates that could act against scoliosis progression (Grealou et al. 2002; Carrier et al. 2003).

Previous studies integrated the modeling of bone growth to a finite element model of the trunk to evaluate the progression of scoliosis and test different hypotheses of scoliosis initiation (Stokes and Laible, 1990; Villemure et al. 2002). It is assumed that this approach can be used to study the long-term effect of a treatment. More specifically, it is

hypothesized that mechanical modification of the rib length can produce long-term correction of scoliotic deformations in AIS by taking advantage of residual growth. This study aimed at developing a biomechanical model to study the corrections resulting from rib surgeries. The model will provide a mean of investigating the evolution in time of the loads induced by the surgery and their effects on longitudinal bone growth.

4.2.3 Methods

4.2.3.1 Personalized finite element model of the trunk

A personalized finite element model of the trunk was used to simulate the rib surgeries (Aubin et al. 1995; Descrimes et al. 1995; Villemure et al. 2002). This model contains 1628 nodes and 3577 elements representing the different osseo-ligamentous structures (Figure 4.1). The vertebrae, intervertebral disks, ribs, sternum, costo-chondral cartilages, and ligaments of the costo-vertebral articulations were represented using 3D elastic beam elements. Each vertebral body (26 elements total) was modeled by ten beam elements interconnected within a rigid crossbar system (16 beam elements). Two continuous elements in the vertebral body and the remaining eight distributed along the vertebral edge in order to enable the evaluation of internal stresses variation within the vertebral bodies and the representation of their wedged shape. Intervertebral disks were modeled similarly, with only one centered beam. In addition, tension-only links were inserted between adjacent circumferential beams in a cross-like fashion to represent collagen fibers and their orientation in the annulus fibrosus. Links were also used to represent the other types of ligaments in the model (intervertebral, intercostal and capsular ligaments of the zygapophyseal articulations). The articular facets were represented using shell and contact elements (Aubin et al. 1995). The mechanical properties were based on published experimental data (Descrimes et al. 1995). The initial geometry of the model was personalized to the trunk geometry of a scoliotic patient using a reconstruction technique based on anatomical landmarks digitization on multi-view radiographs (Delorme et al. 2003; Aubin et al. 1998).

The model was built using ANSYS 6.0 finite element package (ANSYS Inc., USA). Simulations were performed in an iterative fashion by applying loads in small step increments in order to account for non-linearities due to large displacements and strains, and status change of the contact elements.

4.2.3.2 Rib surgery simulation

In order to simulate rib surgery, new nodes were defined at the locations bounding the surgical sites on each operated rib. The surrounding rib and intercostal ligament elements were then redefined and a new beam element was inserted between the new nodes. For rib shortening, this element was contracted by application of thermal loads to simulate the force exerted to join and secure the rib extremities together (Grealou et al. 2002). To simulate rib lengthening, the new element would be dilated.

The end vertebrae T1 and L5 were constrained in order to avoid rigid body movements and global axial rotation of the spine. To simulate the muscle stabilizing action in the trunk balance, translations and axial rotations at L5 were blocked, as well as translations in the transverse plane at T1. Rotations were not constrained at the upper end of the spine to give a minimal constrained model. The choice of the boundary conditions, distant from the site of the rib surgery, limits their influence on the loads induced in the ribs and transmitted to the vertebrae and on the local deformations produced on the rib cage and spine (Grealou et al. 2002).

4.2.3.3 Global approach of the simulation

Bone growth and growth modulation as well as the time- and stress history-dependent behavior of the ligaments were taken into account to study the long-term effect of the surgery. Following the rib surgery simulation, time was incorporated in the model in terms of quasi-static iterations. The first increments consisted of stress relaxation of ligaments occurring in the first days following the surgery. The following increments were monthly ones for a total cycle of 24 months. Each month increment consisted in 2

main steps: 1) growth and growth modulation of vertebral bodies and ribs, and 2) further stress relaxation of ligaments. At each month, the geometry changes due to growth and growth modulation were computed by means of a simulation performed in parallel to the main simulation. In this study, it was assumed that growth modulation essentially resulted from loads induced by the rib surgery, which stress state evolved in time due to stress relaxation of ligaments and adaptation of the trunk geometry.

4.2.3.4 Modeling of bone growth and growth modulation

Mathematical model

Only longitudinal bone growth and growth modulation occurring at the cartilaginous growth plates were considered. A phenomenological mathematical model proposed by Stokes & Laible (1990) and adapted by Villemure et al. (2002) was used.

$$\delta\varepsilon_x = \delta G_x\left(1+\beta_x\sigma_x\right) \tag{14}$$

In the model, the bone x-axis represents the growth direction perpendicular to the growth plates. Equation (14) allows to calculate a global growth increment in length $\delta\varepsilon_x$ (mm/month), which incorporates a baseline growth increment δG_x (mm/month) corresponding to physiological rates and a growth modulation increment $\delta G_x\beta_x\sigma_x$ (mm/month) resulting from a biomechanical stimulus. The stimulus corresponds to internal stresses in the growth direction σ_x (MPa) and the factor β_x (MPa^{-1}) represents the sensitivity of bone to that stimulus. Consequently, internal compression ($\sigma_x < 0$) reduces the growth rate while internal tension ($\sigma_x > 0$) accelerates it.

Growth and growth modulation parameters

Baseline growth increments δG_x of 0,8 mm/year and 1.1 mm/year for the thoracic and lumbar vertebrae respectively were adapted from published data on average height increase of vertebral bodies in the growth period (Taylor, 1975; Diméglio and Bonnel, 1990). The growth of the vertebral posterior elements was assumed to be completed based on the fact that the closure of the neurocentral junctions takes place between 11

and 16 years old (Yamazaki et al. 1998; Rajwani et al. 2002), and that their maximal activity is around 5-6 years old (Vital et al. 1989). Data published by Diméglio and Bonnel (1990) on the increases in thorax perimeter and postero-anterior and lateral diameter for normal growing subjects was used to determine the ribs physiological growth rates. Total growth of a rib was assumed to correspond to half of the perimeter increase, that is 14 mm/year. From a sensitivity study using the finite element model of a non-scoliotic trunk, it was established that the growth occurring at the costo-chondral junction and at the rib posterior end corresponded respectively to 76 % and to 24 % of total growth. This is in agreement with a study on pigs where growth at the posterior end corresponded to 25 % of the growth at the anterior end (Snellman, 1973). The adjustment of the bone sensitivity factor β_x was based on the range of values: 0.4-1.2 MPa^{-1} reported by Stokes (2002) from experiments on growth plates in different anatomical sites and animal species.

Implementation into the finite element model

Deformations associated with growth and growth modulation were computed by means of a simulation run independently from the main simulation at each monthly increment, as above-mentioned. The global growth increments $\delta\varepsilon_x$ were calculated for each axial element of the vertebral bodies and for two elements of each rib (one next to the costo-transverse joint and one preceding the costo-chondral cartilage) based on the current stresses σ_x in these elements. The growth direction x was assumed to correspond to the axial local axis of the beam. Thermal loads were applied to the corresponding beam elements to obtain strain of the computed amount $\delta\varepsilon_x$. The boundary conditions were similar to the main simulation. Displacement of all nodes of L5 inferior end-plate was blocked, as well as translations in the transverse plane at T1. All trunk components could react to bone growth and growth modulation and deform accordingly. The resulting deformations were used to update the trunk geometry from the main simulation. Following this update, force balance in the model was restored.

4.2.3.5 Modeling of the ligaments rheological behavior

Mathematical formulation

The theory of quasi-linear viscoelasticity (QLV) of Fung (1972) was used to represent stress relaxation of ligaments. The theory assumes that the history of the stress response $\sigma(\varepsilon, t)$, called the relaxation function, is of the form:

$$\sigma(\varepsilon,t) = G(t) * \sigma^e(\varepsilon) \tag{15}$$

where $\sigma^e(\varepsilon)$ is the elastic response and $G(t)$ is the reduced relaxation function with $G(0) = 1$. The stress at time t, $\sigma(t)$, is the convolution integral between the reduced relaxation function and the rate of elastic stress:

$$\sigma(t) = \int_0^t G(t-\tau)\frac{\partial \sigma^e[\varepsilon(\tau)]}{\partial \varepsilon}\frac{\partial \varepsilon(\tau)}{\partial \tau}d\tau \tag{16}$$

The tensile stress at time t is the sum of the contributions of all the past changes, each governed by the same reduced relaxation function. Fung (1972) proposed a generalized function for $G(t)$ based on continuous relaxation spectrum linear between the times τ_1 and τ_2 delimiting the relaxation period, and zero elsewhere. Between τ_1 and τ_2, $G(t)$ decreases linearly on a logarithmic time scale and can be written in the form:

$$G(t) = \alpha \ln(t) + \beta \tag{17}$$

Stress relaxation parameters

Few data exist on the rheological properties of the ligaments of the spine and the rib cage. Yahia et al. (1991) performed load-relaxation tests on the intraspinous/supraspinous ligaments in which constant strain was maintained for $t \approx 500$ seconds. They used linear regression methods to determined the constants α and β in $G(t)$. Equation (18) fitted well their data ($R^2 = 0.992$):

$$G_Y(t) = 0{,}95 - 0{,}044\ln(t) \tag{18}$$

This function characterizes the linear portion of the function, however it does not provide information on the fully relaxed elastic response, $G(t)$ as $t \rightarrow \infty$. For this study,

it was assumed that relaxation of axial stresses in all types of ligaments included in the model continued throughout the period of study, that is 24 months, and was governed by equation $G_Y(t)$.

Implementation into the finite element model

The form of the reduced relaxation function $G(t)$ proposed by Fung (1972) is impractical for finite element implementation in which incremental procedures are used. Stresses σ^e from all previous times are required to evaluate the stress response of the current time $(t + \Delta t)$, and a uniform approach to evaluate the integral in Eq. (16) does not exist. An exponential series approximation of Fung's reduced relaxation function proposed by Puso and Weiss (1998) was used instead:

$$G(t) = G_e + \frac{G_0 - G_e}{N_d + 1} \sum_{l=0}^{N_d} \exp\left(\frac{-t}{10^{(l+I_0)}} \right) \tag{19}$$

The recurrence relation associated with the use of an exponential can be exploited to evaluate the first integral. Consequently, only the stresses $\sigma(t)$ from last time step are needed to evaluate the stress response of the current time $(t + \Delta t)$. The constants G_0, G_e, N_d and I_0 were adjusted to fit graphically $G_Y(t)$ from Yahia et al. (1991). To assure that $G(t)$ was linear on a logarithmic time scale on all the period of study a value of 8 was attributed to N_d, which corresponds to the time span of the transition region between G_0 and G_e in decades (24 months $\approx$ 2 635 200 seconds $< 10^8$ seconds). The value 0.25 was attributed to I_0 with 10^{I_0} seconds representing the lowest discernible relaxation time. The initial modulus G_0 and the equilibrium modulus G_e were respectively assigned values of 1.0 and 0.088. The stress response of the current time $(t + \Delta t)$ could then be evaluated by:

$$\sigma(t+\Delta t) = G_e \sigma^e(t+\Delta t) + \frac{G_0 - G_e}{N_d + 1} \sum_{l=0}^{N_d} \left[\exp\left(\frac{-\Delta t}{\nu_l}\right) H_l(t) + \left(\sigma^e(t+\Delta t) - \sigma^e(t)\right) \frac{\left(1 - \exp\left(\frac{-\Delta t}{\nu_l}\right)\right)}{\left(\frac{\Delta t}{\nu_l}\right)} \right] \quad (20)$$

where $\nu_l = 10^{(l+I_0)}$ and where H_l is the history variable of the stress response:

$$H_l = \int_0^t \exp\left(\frac{-(t-\tau)}{\nu_l}\right) \frac{\partial \sigma^e}{\partial \tau} d\tau \quad (21)$$

The time steps were the increments of the days following the surgery and the next monthly increments as described previously. Before the 24-month cycle, the increments were done for the following values of $G_Y(t)$: 0.9, 0.8, 0.7, 0.6, 0.5 and 0.4 which corresponded respectively to the following approximate times: 3 s, 30 s, 5 min, 47 min, 8 h and 3 days where $t = 0$ s corresponded to the time of surgery. To achieve stress relaxation, thermal loads were applied to reduce the contribution of the elastic strains, which generate the mechanical stress, in the total deformation of the ligament.

$$\varepsilon_{el} = \frac{\sigma(t+\Delta t)}{E} \quad (22)$$
$$\varepsilon_{th} = \varepsilon_{tot} - \varepsilon_{el}$$

4.2.3.6 Simulations

At each simulation increment, maximum and minimum stresses in ribs and vertebrae as well as geometrical indices were computed to characterize the evolution of loads and scoliotic deformations. The Cobb angle for the thoracic and the lumbar spine segments in the frontal and sagittal planes (angle between two lines perpendicular to the projected spinal curve at its inflection points) were used as regional descriptors (Labelle et al. 1995). The wedging of the vertebra (ω_V) and its underlying disc (ω_D) in the global frontal and sagittal planes of the spine, the vertebral axial rotation (θ_Z) and the rib hump (angle in the transverse plane of the line passing at the most posterior points of the left

and right ribs, γ) were used as local descriptors (Aubin et al. 1998; Delorme et al. 2001; Villemure et al. 2001) at the apical level of the scoliotic curve (T8).

The tested surgery was a 50 mm shortening at the mid-length of 3 ribs (8^{th}, 9^{th} and 10^{th}) located on the concavity of the spinal curve. Considering the residual growth of the patient and growth modulation by the mechanical environment, these resection parameters were the one presenting the most potential for long-term correction as determined from a preliminary optimization study (Carrier et al. 2003). They were generating forces on the vertebral end-plates that could act against the scoliosis progression.

A sensitivity study was completed to document the effect of the model parameters. The experimental design was a fractional factorial ($R = IV$) of 16 runs with 6 factors at 2 levels (Montgomery, 2001). Two of the factors were the stress sensitivity factor for the vertebral bodies (β_x^V) and for the ribs (β_x^R): 0.5 and 1.5 MPa^{-1}. Four additional factors were the rate of stress relaxation for each ligament type, which was adjusted by varying the equilibrium modulus G_e in Equation (19). It was assumed that stress relaxation of capsular ligaments occurred at a lesser degree due to the physiological configuration of the articulations. Consequently, the values of G_e used for the ligaments of the costo-vertebral (G_e^{CVCT}) and zygapophyseal (G_e^Z) joints were higher (0.4 - 0.7) than those of the intervertebral (G_e^{IV}) and the intercostal (G_e^{IC}) ligaments (0.088 - 0.4).

4.2.4 Results

The rib surgery generated a maximal tension of 2.4 MPa in the 8^{th} rib and a maximal compression of 3.2 MPa in the 7^{th} rib, both on the intervention side (Table 4.1). In a simulation with mid-value factors, these stresses decreased respectively to 1.6 MPa and 2.1 MPa after 3 days and respectively to 0.8 MPa and 1.3 MPa after 24 months. In the axial elements of the vertebral bodies, maximum tension of 0.5 MPa was induced on the

thinner lateral side of T7, and maximal compression of 0.4 MPa on its thicker lateral side immediately following surgery. In a simulation with mid-value factors, these stresses decreased respectively to 0.5 MPa and 0.4 MPa at 3 days post-operatively and respectively to 0.4 MPa and 0.3 MPa after 24 months.

The rib shortening produced a compression of the rib cage at the intervention levels, which resulted in deterioration of the rib hump due to an increased rib depression on the curve concavity. The ribs tensioned by the surgery pulled on the vertebrae via the costo-transverse ligaments and worsened their axial rotation (Table 4.1). Relaxation of the intercostal ligaments released this compression of the rib cage, restoring its lateral diameter, but aggravating the rib depression. As a result, both the rib hump and the vertebra axial rotation were further deteriorated (Table 4.1). For the vertebral axial rotation, the deterioration, which was less important initially, progressed more rapidly in subsequent months.

Following the surgery, the maximum wedging of the apical vertebra decreased and changed in orientation of 14° in average towards the vertebra lateral plane. This resulted in a decreased wedging in the frontal plane and in an increased wedging in the lateral plane (Table 4.1). The frontal wedging of the underlying disk decreased post-operatively, but increased afterwards. In the lateral plane, the disk wedging, oriented in opposite direction relatively to the vertebra, decreased in magnitude post-operatively, but increased afterwards (Table 4.1). These changes in wedging, which were observed for all vertebrae and disks in the apical region (Figure 4.2, Figure 4.3), resulted in a decreased spine curvature in the frontal plane, as measured by the Cobb angle. In the lateral plane, the spinal curve increased post-operatively in the thoracic region, but decreased afterwards (Table 4.1). The immediate response of the disks to the surgery had the same effect on the spine curvature as the long-term adaptation of vertebral wedging. In the following months, it limited the frontal curvature correction and

counteracted the lateral curvature increase expected from the vertebral wedging modification.

The factor having the most influence on the geometrical indices was the vertebrae stress sensitivity in the growth modulation process (β_x^V). A higher value of β_x^V accentuated the wedging modification of the apical vertebra and underlying disk, as well as the correction of the spine curvature observed in the frontal plane. A lower rate of stress relaxation of intercostal ligaments (higher value for G_e^{IC}) reduced the decay of the stresses induced in the ribs and transmitted to the vertebrae. Consequently, the modifications of vertebral wedging and spinal curvature in the thoracic region were further increased. This lower rate of relaxation of the intercostal ligaments also reduced the deterioration of the rib hump at the apex. A higher value of β_x^R had the same effect. The tensioning resulting from the surgery increased the growth rate of the concave side rib and acted against the aggravation of the deformation. The factor β_x^R also influenced the level of stresses in the ribs. A higher β_x^R amplified the growth rate increase of the tensioned ribs and the growth rate decrease of the compressed ribs, consequently ribs were less stressed. The rate of stress relaxation of intervertebral ligaments (G_e^{IV}) and ligaments of the costo-vertebral (G_e^{CVCT}) and zygapophyseal (G_e^Z) joints had less influence. The factor G_e^{CVCT} influenced the evolution of the wedging of vertebral bodies by altering the stress distribution applied on them and, consequently their growth pattern. This was reflected in the evolution of the curvature of the spine thoracic segment. The factors G_e^{IV} and G_e^Z only influenced how the lumbar segments of the spine reacted to the correction of the spine curvature occurring in the thoracic segment.

4.2.5 Discussion and Conclusions

A biomechanical model was developed to study the long-term corrections of scoliotic deformities resulting from rib shortening or lengthening in AIS. In this study, a rib

shortening of 3 ribs on the concave side of the thoracic curve was tested. The evolution in time of the deformations and loads resulting from the rib surgery were predicted by integrating bone growth modulation and stress relaxation of ligaments in the model.

This study allowed identifying the model parameters having a significant influence on the trunk correction. The experimental design revealed that β_x^V, β_x^R and G_e^{IC} were the most significant factors for the geometrical and mechanical indices. However, limited data exist for the adjustment of those modeling parameters. Experimental results reported by Stokes (2002) were used to establish the range of the growth sensitivity to stress. Yet no data exist specifically for human bones and it is not clear if the sensitivity is specific to each type of growth plates in the body. Stress relaxation tests on ligaments carried out by Yahia et al. (1991) provided a starting point for adjusting the constants of the reduced relaxation function. However, it is most likely that different types of ligaments exhibit different rates of relaxation. Furthermore, no affirmation can be made on the length of the relaxation period since no experiment was done in the context of a long-term study. Consequently, further experimental characterization will be required to improve the definition of the model parameters with a particular attention given to most significant parameters.

This study only considered the specific contribution of the loads induced by the surgery and their change in time due to stress relaxation of ligaments and trunk geometry adaptation. Muscle actions, their possible adaptation to the new trunk geometry, and the adaptation of intervertebral disks due to mechanical loads were neglected in the model. A study on rat tails (Stokes et al. 1998) has demonstrated that disk thickness can be mechanically modulated during growth, similarly to the growth modulation of human bone. Modifications of disk wedging in the model most likely were expected to be in the same direction as the vertebral wedging modifications in the months following the rib surgery since the same load patterns were applied on them. However, we found different disk wedging that resulted to some extent from the accumulation of deformations from

each growth increment due to the compression exerted by the growing vertebrae on the disks. It is not clear which part of the initial disk wedging results from thickness changes or elastic deformations and up to which point the structural deformations are reversible. Before implementing a more realistic model, additional characterization of disk adaptation and muscle activation is required. Gravitational loads may also affect the deformation and the correction process (Villemure et al. 2002). Their implementation in the model will improve its ability to predict the long-term correction resulting from a surgery.

For the specific patient geometry and simulation parameters tested, obtained results allowed to confirm the potential of the rib shortening to act against scoliosis deformity progression, which was expected based on the load patterns induced on the vertebral end-plates. A decreased vertebral wedging in the frontal plane was observed for all vertebrae in the apical region, which was reflected in the correction of the spinal curvature. The modification of the spine curves is in agreement with the case of the 7 years old scoliotic patient reported by Xiong and Sevastik (1998). The concave rib shortening of 3 ribs resulted in a decrease of the Cobb angles both in the frontal and lateral plane, respectively from 46° to 21°, and from 55° to 35° after 27 months. The curve evolved in the same direction as in this study. However, the changes differ in magnitude most likely because their patient was younger and presented a different pattern of trunk deformation, because of variants in the intervention tested (rib levels, length of the resected segment), and because of the model raised limits. However, the authors did not mentioned observations relatively to the alteration of the shape of the rib cage and vertebrae axial rotation, which were deteriorated in the present study.

With the model limits in mind, combined to the sole combination of rib surgery parameters tested on one patient only, certain recommendations can be made. Stresses generated by the intervention, and mainly resulting from tensioning of the ligaments, decreased more rapidly in earlier post-operative times. Hence, a progressive rib

shortening (or lengthening), rather than approaching (or distracting) the rib extremities all at once at the time of the surgery, could be a more effective surgical approach in terms of long-term mechanical modulation of growth. Such intervention should maintain a higher stress level on a longer period of time and, as a result, produce a greater modification of the trunk geometry.

This study demonstrated the feasibility of using a biomechanical model to study the long-term corrections resulting from rib surgeries. The model could predict the evolution of the bone shape as they grow in length, as well as rib cage and spine geometry by taking into account bone growth modulation resulting from the loads induced by the surgery. The model could provide a tool to develop a less invasive surgery for the treatment of scoliotic deformities for patients presenting residual growth.

4.2.6 Acknowledgements

Funded by the Canadian Institutes of Health Research, the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada, the Canada Research Chairs Program, and the Canadian Orthopaedic Foundation.

4.2.7 Reference List

Arkin, A.M. and Katz, J.F. (1956) The effects of pressure on epiphyseal growth. The mechanism of plasticity of growing bone. J Bone Joint Surg Am 38-A (5), 1056-76.

Aubin, C.E., Dansereau, J., Petit, Y., Parent, F., de Guise, J.A. and Labelle, H. (1998) Three-dimensional measurement of wedged scoliotic vertebrae and intervertebral disks. Eur Spine J 7 (1), 59-65.

Aubin, C.E., Descrimes, J.L., Dansereau, J., Skalli, W., Lavaste, F. and Labelle, H. (1995) Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method. Ann Chir 49 (8), 749-761.

Carrier, J., Aubin, C.E., Trochu, F. and Labelle, H. (2003) Optimization of Rib Surgery Parameters for the Correction of Scoliotic Deformities Using Dual Kriging. Submitted for publication in: J. Biomech. Eng.-Trans. ASME

Deguchi, M., Kawakami, N. and Kanemura, T. (1996) Correction of scoliosis by rib resection in pinealectomized chickens. J Spinal Disord 9 (3), 207-13.

Deguchi, M., Kawakami, N. and Kanemura, T. (1997) Correction of experimental scoliosis by rib resection in the transverse plane. J Spinal Disord 10 (3), 197-203.

Deguchi, M., Kawakami, N., Kanemura, T., Mimatsu, K. and Iwata, H. (1995) Experimental scoliosis induced by rib resection in chickens. J Spinal Disord 8 (3), 179-85.

Delorme, S., Petit, Y., de Guise, J.A., Labelle, H., Aubin, C.E. and Dansereau, J. (2003) Assessment of the 3D reconstruction and high-resolution geometrical modelling of the human skeletal trunk from 2D radiographic images. IEEE Transactions on Biomedical Engineering (In Press)

Delorme, S., Violas, P., Dansereau, J., de Guise, J., Aubin, C.E. and Labelle, H. (2001) Preoperative and early postoperative three-dimensional changes of the rib cage after posterior instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. Eur Spine J 10 (2), 101-6.

Descrimes, J.L., Aubin, C.E., Skalli, W., Zeller, R., Dansereau, J. and Lavaste, F. (1995) Modelling of facet joints in a finite element model of the scoliotic spine and thorax: mechanical aspects. Rachis 7 (5), 301-314.

Diméglio, A. and Bonnel, F. (1990) Le rachis en croissance scoliose, taille assise et puberté, Paris, New York: Springer-Verlag.

Fung, Y.C. (1972) Stress-strain-history relations of soft tissues in simple elongation. In: Fung, Y.C., Perrone, N. and Anliker, M., (Eds.) Biomechanics : its foundations and objectives, San Diego, California, Englewood Cliffs, N.J.: Prentice-Hall,

Grealou, L., Aubin, C.E. and Labelle, H. (2002) Rib cage surgery for the treatment of scoliosis: a biomechanical study of correction mechanisms. J Orthop Res 20 (5), 1121-8.

Labelle, H., Dansereau, J., Bellefleur, C. and Jequier, J.C. (1995) Variability of geometric measurements from three-dimensional reconstructions of scoliotic spines and rib cages. Eur Spine J 4 (2), 88-94.

Montgomery, D.C. (2001) Design and analysis of experiments. 5th ed., New York: Wiley.

Perdriolle, R., Becchetti, S., Vidal, J. and Lopez, P. (1993) Mechanical process and growth cartilages. Essential factors in the progression of scoliosis. Spine 18 (3), 343-9.

Piggott, H. (1971) Posterior rib resection in scoliosis. A preliminary report. J Bone Joint Surg Br 53 (4), 663-71.

Puso, M.A. and Weiss, J.A. (1998) Finite element implementation of anisotropic quasi-linear viscoelasticity using a discrete spectrum approximation. J Biomech Eng 120 (1), 62-70.

Rajwani, T., Bhargava, R., Moreau, M., Mahood, J., Raso, V.J., Jiang, H. and Bagnall, K.M. (2002) MRI characteristics of the neurocentral synchondrosis. Pediatr Radiol 32 (11), 811-6.

Sevastik, B., Willers, U., Hedlund, R., Sevastik, J. and Kristjansson, S. (1993) Scoliosis induced immediately after mechanical medial rib elongation in the rabbit. Spine 18 (7), 923-6.

Sevastik, J., Agadir, M. and Sevastik, B. (1990) Effects of rib elongation on the spine. II. Correction of scoliosis in the rabbit. Spine 15 (8), 826-9.

Sevastikoglou, J.A., Aaro, S., Lindholm, T.S. and Dahlborn, M. (1978) Experimental scoliosis in growing rabbits by operations on the rib cage. Clin Orthop (136), 282-6.

Snellman, O. (1973) Growth and remodelling of the ribs in normal and scoliotic pigs. Acta Orthop Scand Suppl 149, 1-85.

Stokes, I.A. (2002) Mechanical effects on skeletal growth. J Musculoskel Neuron Interact 2 (3), 277-280.

Stokes, I.A., Aronsson, D.D., Spence, H. and Iatridis, J.C. (1998) Mechanical modulation of intervertebral disc thickness in growing rat tails. J Spinal Disord 11 (3), 261-5.

Stokes, I.A., Aronsson, D.D. and Urban, J.P.G. (1994) Biomechanical factors influencing progression of angular skeletal deformities during growth. Eur J Exp Musculoskel Res 3, 51-60.

Stokes, I.A. and 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., Spence, H., Aronsson, D.D. and Kilmer, N. (1996) Mechanical modulation of vertebral body growth. Implications for scoliosis progression. Spine 21 (10), 1162-7.

Taylor, J.R. (1975) Growth of human intervertebral discs and vertebral bodies. J Anat 120 (1), 49-68.

Villemure, I., Aubin, C.E., Dansereau, J. and Labelle, H. (2002) Simulation of progressive deformities in adolescent idiopathic scoliosis using a biomechanical model integrating vertebral growth modulation. J Biomech Eng 124 (6), 784-90.

Villemure, I., Aubin, C.E., Grimard, G., Dansereau, J. and Labelle, H. (2001) Progression of vertebral and spinal three-dimensional deformities in adolescent idiopathic scoliosis: a longitudinal study. Spine 26 (20), 2244-50.

Vital, J.M., Beguiristain, J.L., Algara, C., Villas, C., Lavignolle, B., Grenier, N. and Senegas, J. (1989) The neurocentral vertebral cartilage: anatomy, physiology and physiopathology. Surg Radiol Anat 11 (4), 323-8.

Xiong, B. and Sevastik, J.A. (1998) A physiological approach to surgical treatment of progressive early idiopathic scoliosis. Eur Spine J 7 (6), 505-8.

Yahia, L.H., Audet, J. and Drouin, G. (1991) Rheological properties of the human lumbar spine ligaments. J Biomed Eng 13 (5), 399-406.

Yamazaki, A., Mason, D.E. and Caro, P.A. (1998) Age of closure of the neurocentral cartilage in the thoracic spine. J Pediatr Orthop 18 (2), 168-72.

	Initial	Post-op	Final			Significant factorss					
			Mean	Standard deviation	[Min., Max.]	Growth modulation Stress sensitivity		Stress relaxation Equilibrium modulus			
						β_x^V	β_x^R	G_e^{IV}	G_e^Z	G_e^{CVCT}	G_e^{IC}
Axial rotation of apical vertebra (°)	-15.8	-16.0	-20.1	(0.4)	[-20.6, -19.3]		*				*
Transverse rib hump at the apex (°):	-17.6	-19.7	-21.4	(0.5)	[-22.3, -20.7]	*	**				**
Cobb (°):											
Frontal											
Thoracic	45.8	43.5	40.5	(1.4)	[39.6, 42.1]	**				*	*
Lumbar	-35.4	-34.7	-31.6	(0.7)	[-32.5, -30.7]	**	**	*	*		*
Lateral											
Thoracic	42.1	44.0	35.5	(0.3)	[35.1, 36.0]	*				*	**
Lumbar	-30.2	-29.8	-30.0	(0.1)	[-30.1 - - 29.8]	*	*				
Apical vertebral wedging(°):											
Global frontal plane	5.2	5.2	3.8	(0.8)	[2.0, 4.1]	**				*	*
Global lateral plane	4.2	4.2	5.0	(0.2)	[4.7, 5.3]	**				*	
Wedging apical disc (°): (T8-T9)											
Global frontal plane	5.0	4.6	5.8	(0.3)	[5.4, 6.3]	**	*				
Global lateral plane	0.2	0.3	-0.6	(0.1)	[-0.8, -0.4]	**				*	*
Axial stress in vertebral bodies (MPa):											
Maximum		0.52	0.41	(0.04)	[0.33, 0.46]		*				*
Minimum		-0.43	-0.35	(0.03)	[-0.38, -0.29]		*				*
Axial stresses in ribs (MPa):											
Maximum		2.43	0.85	(0.16)	[0.72, 1.15]		*				*
Minimum		-3.21	-1.32	(0.28)	[-1.84, -1.03]		*				**

*: $p < 0.05$, **: $p < 0.0001$

Tableau 4.1 : Geometrical and mechanical indices computed initially, following the rib surgery simulation and after the iterative cycle of 24 months. For the final values, the mean, the standard deviation, and the minimum and maximum values of the clinical indices computed for the 16 runs are presented with the experimental design factors having a significant influence on these indices

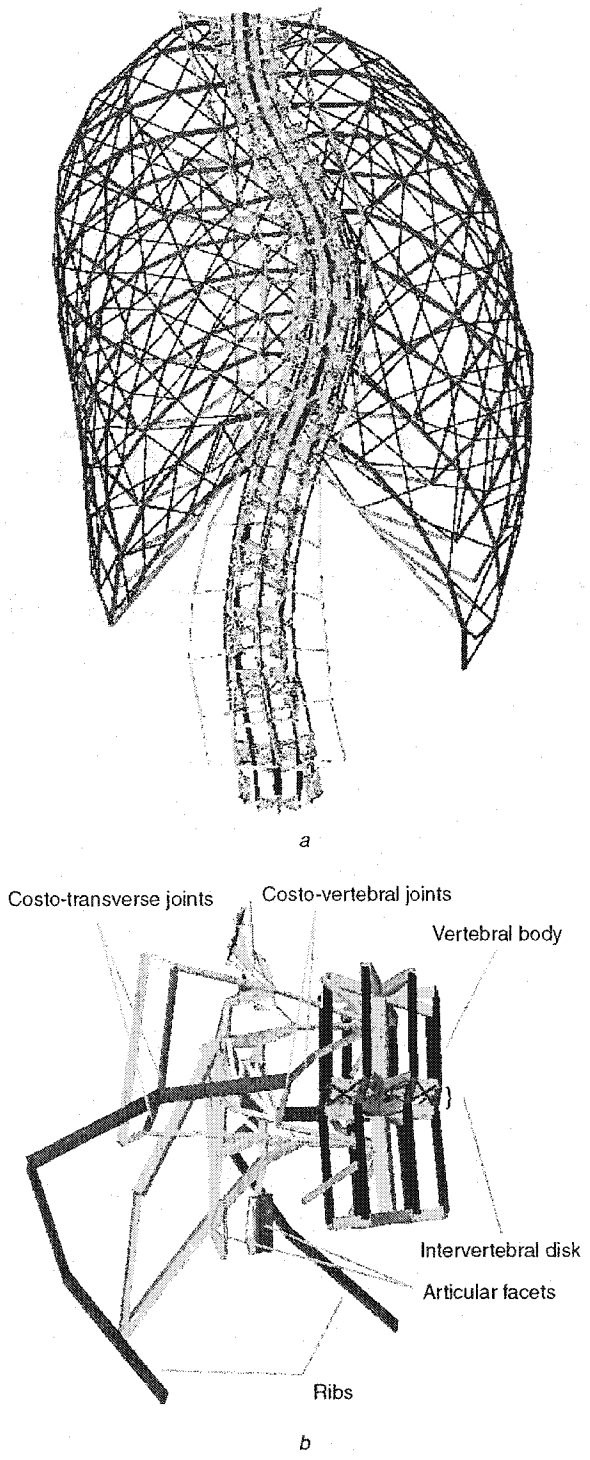


Figure 4.1: Finite element model of the trunk: (a) postero-anterior view, b) lateral view of a typical functional unit with adjacent pair of ribs

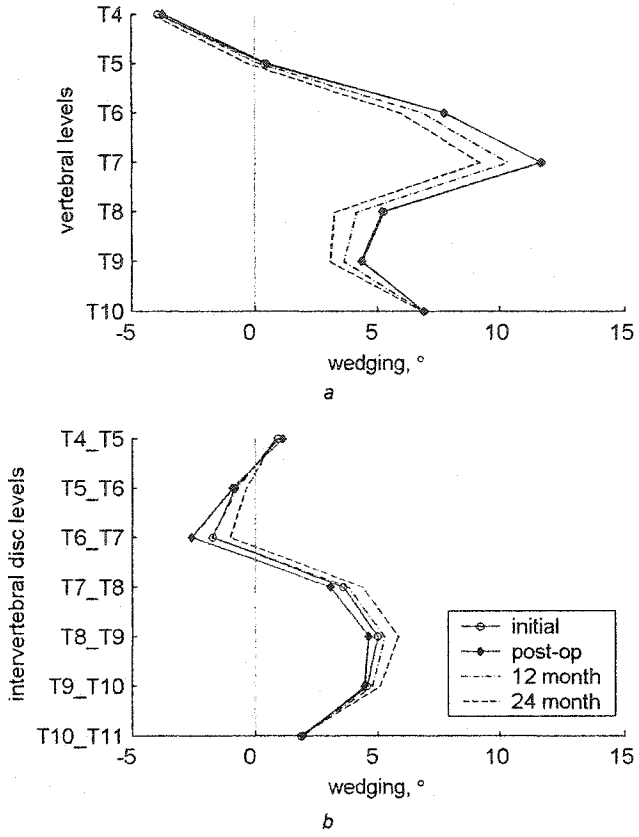


Figure 4.2: Evolution of the wedging in the global frontal plane of the spine for: a) the vertebral bodies and b) the intervertebral discs, computed from a simulation with mid-value factors

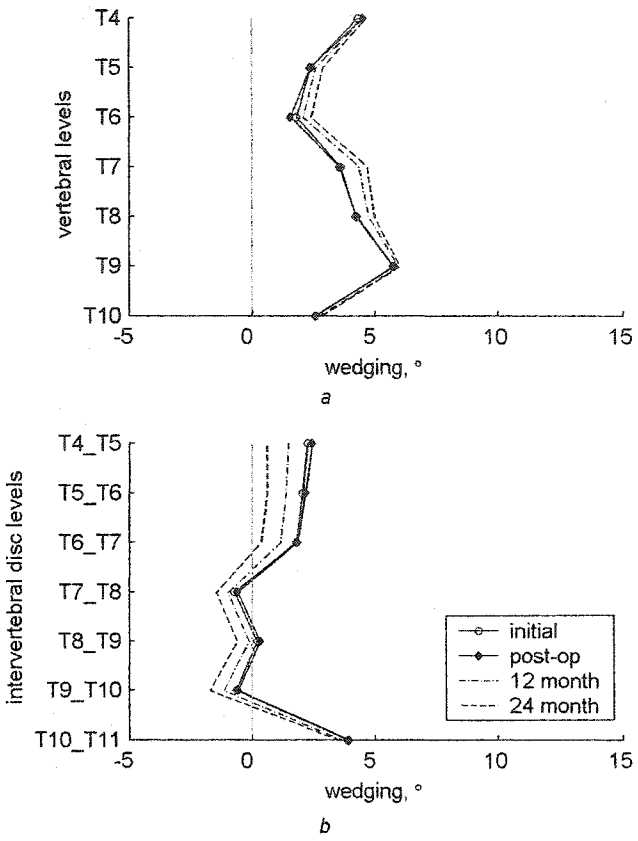


Figure 4.3: Evolution of the wedging in the global lateral plane of the spine for: a) the vertebral bodies and b) the intervertebral discs, computed from a simulation with mid-value factors

4.3 *Simulations de l'effet à long terme*

La modélisation biomécanique présentée dans l'article #2 est appliquée pour simuler l'effet à long terme des chirurgies costales optimales identifiées pour les six patients du chapitre précédent. Cette section présente les résultats des simulations effectuées avec les paramètres d'intervention optimaux identifiés pour la fonction objectif mécanique. Ceci permet de vérifier le potentiel de correction à long terme de l'intervention qui s'était démontrée la plus susceptible d'agir contre la progression de la scoliose pour chacun des patients. Les résultats des simulations effectuées avec les paramètres d'intervention optimaux identifiés pour les objectifs de corrections géométriques globales et cosmétiques sont présentés dans l'ANNEXE II. Pour la fonction objectif mécanique, les paramètres optimaux sont rappelés dans le Tableau 4.2 (R, raccourcissement; E, élongation; G, gauche ou concavité; D, droite ou convexité).

	Patients					
	1	2	3	4	5	6
Type d'intervention	R	E	R	R	E	E
Emplacement p/r à la courbure	G	D	G	G	D	D
Nombre de côte	3	2	3	5	2	4
Position : P (%)	43	0	0	100	0	2
Longueur : L (mm)	50	30	50	50	30	30

Tableau 4.2 : Paramètres optimaux identifiés pour le potentiel de correction à long terme

Ces interventions ont induites des contraintes dans les structures osseuses qui moduleront la croissance. Le Tableau 4.3 présente les contraintes axiales minimales et maximales observées en postopératoire immédiat dans les côtes et les corps vertébraux. Les raccourcissements résultent en une tension des côtes impliquées dans l'intervention et en une compression des côtes sus-jacentes et sous-jacentes. L'inverse est observé suite à des élongations de côtes.

	Patients					
	1	2	3	4	5	6
Contraintes dans les corps vertébraux :						
- Tensions maximales (MPa)	0,57	0,97	0,99	1,22	1,29	0,64
- Compressions maximales (MPa)	0,46	0,88	0,81	1,21	1,39	1,07
Contraintes dans les côtes :						
- Tensions maximales (MPa)	2,48	1,69	3,72	3,99	1,98	1,81
- Compressions maximales (MPa)	3,20	2,68	3,46	3,93	3,12	3,78

Tableau 4.3 : Simulations avec les paramètres optimaux pour la fonction objectif mécanique – Contraintes induites initialement dans les corps vertébraux et les côtes

L'évolution des indices cliniques caractérisant les déformations scoliotiques est présentée dans les Figures 4.4 à 4.6. Chaque graphique comporte trois sections. La première représente le changement entre la géométrie initiale (préopératoire) et la géométrie postopératoire immédiat, i.e. suite à la simulation de la chirurgie costale. La seconde section représente l'évolution de la géométrie dans les premiers jours suivants l'intervention (échelle logarithmique). Cette période correspond aux étapes subséquentes de la simulation pour lesquelles il y uniquement une relaxation de contraintes des ligaments. La dernière section présente l'évolution de la géométrie durant le cycle itératif de 24 mois. À chaque incrément mensuel, le processus de croissance et de modulation de croissance est simulé, ainsi qu'une relaxation de contraintes supplémentaire des ligaments.

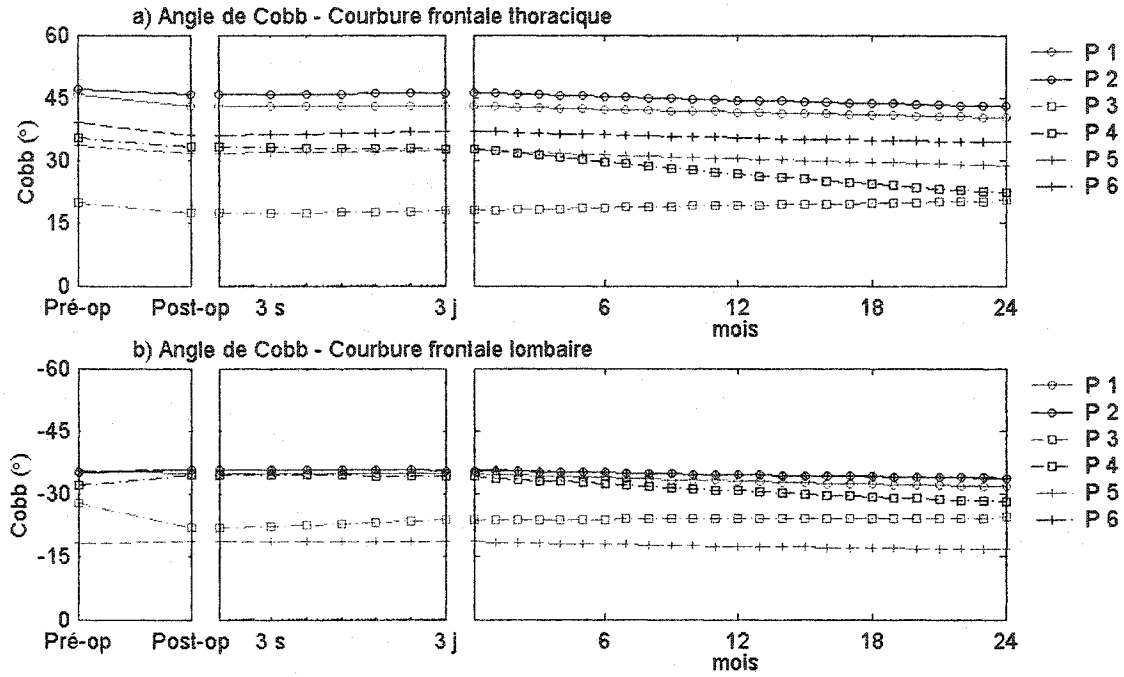


Figure 4.4 : Simulations avec les paramètres optimaux pour la fonction objectif mécanique - Évolution de l'angle de Cobb des courbures projetées dans le plan frontal

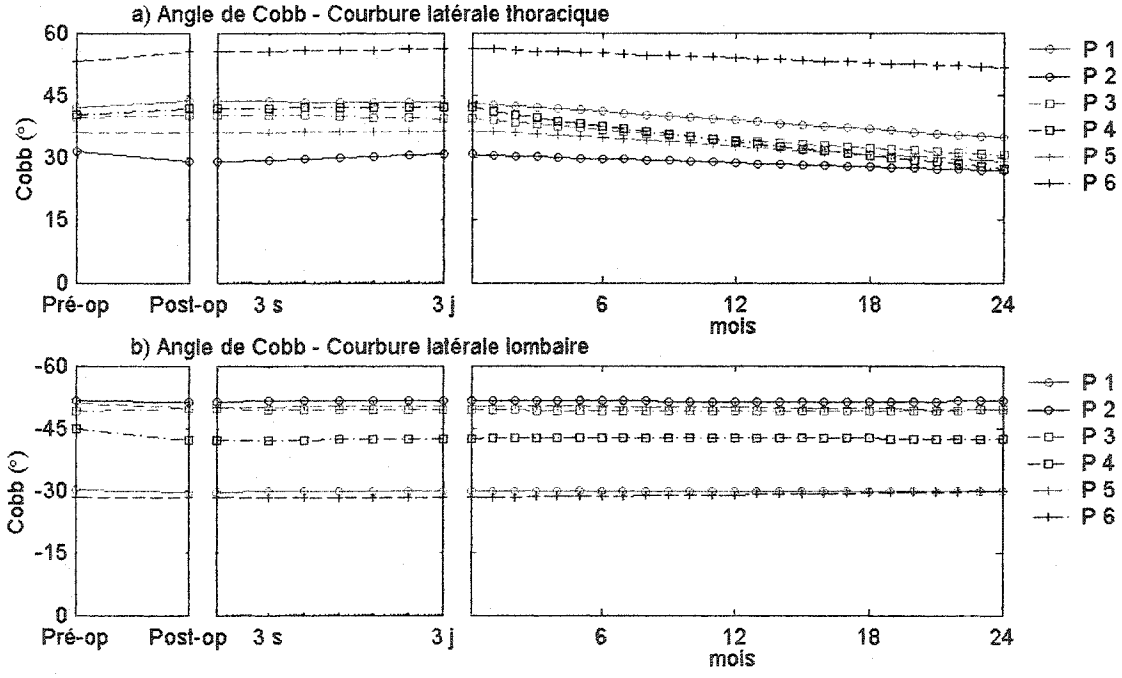


Figure 4.5 : Simulations avec les paramètres optimaux pour la fonction objectif mécanique - Évolution de l'angle de Cobb des courbures projetées dans le plan latéral

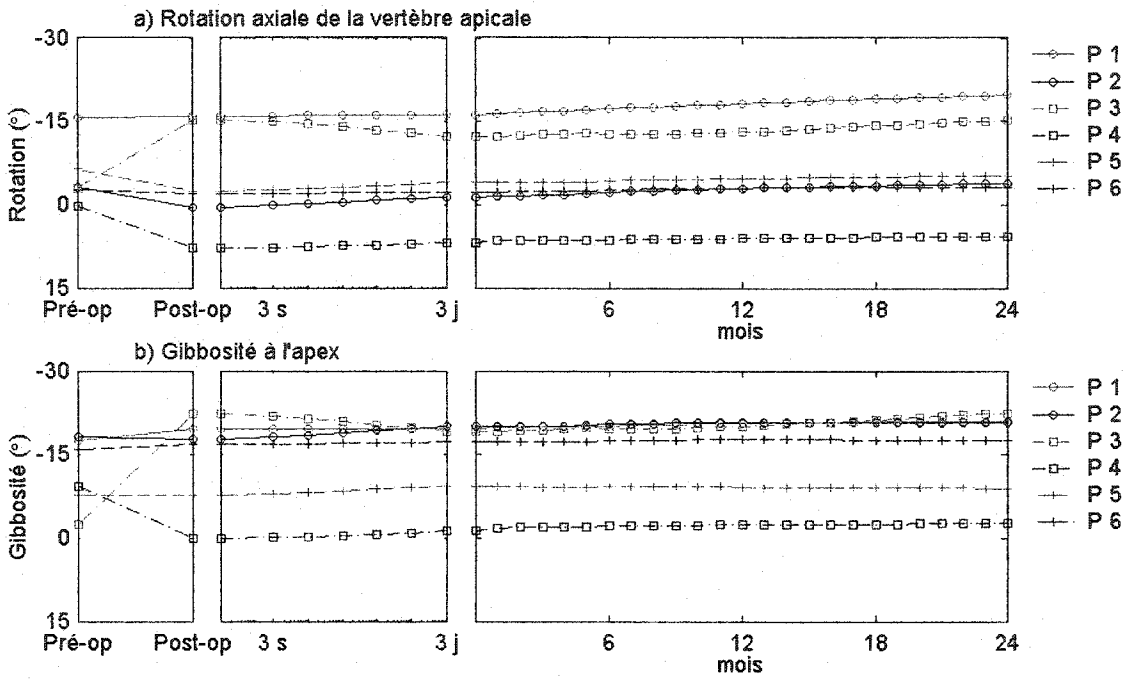


Figure 4.6 : Simulations avec les paramètres optimaux pour la fonction objectif mécanique - Évolution de la rotation axiale et de la gibbosité apicales

Pour la fonction objectif mécanique, une amélioration de la courbure thoracique dans le plan frontal est observée chez tous les patients en postopératoire immédiat, avec une diminution de l'angle de Cobb située entre 1,3° et 3,1°. Celle-ci est suivie d'une diminution subséquente de 1,7° à 10,9° après 24 mois, sauf pour le Patient 3 qui présente une augmentation de 3,1°. Au niveau lombaire, une diminution de l'amplitude de la courbure est également notée entre la géométrie préopératoire et la géométrie simulée après 24 mois, mais elle est d'une moindre mesure (1,4° - 3,8°). La correction relativement plus importante observée chez le Patient 4 pourrait résulter des contraintes induites par l'intervention qui sont plus élevées (Tableau 4.3) et qui sont distribuées sur un plus grand nombre de niveaux vertébraux. Pour les Patients 1, 2 et 5, les contraintes induites sur les corps vertébraux sont localisées dans la région apicale. Cette différence pourrait dépendre du nombre de côtes impliquées dans l'intervention (Tableau 4.2). Les améliorations dans le plan frontal sont toutefois accompagnées d'une diminution de la cyphose pour tous les patients. Une détérioration de la rotation axiale vertébrale et de la

gibbosité apicales se produit également chez l'ensemble des patients, même ceux qui avaient démontré une correction initiale. Les améliorations ou détériorations des indices cliniques observées initialement sont généralement suivi par une perte de ces améliorations (ou détériorations) dans les premiers jours suivants l'intervention où la relaxation de contraintes des ligaments est importante.

Des observations similaires sont effectuées pour les simulations avec les paramètres optimaux identifiés pour l'objectif de correction géométrique accordant plus d'importance au plan frontal (globale) : diminution de la courbure thoracique (2,4° - 5,3°), sauf pour le Patient 3, et de la courbure lombaire (1,3° - 2,8°) dans ce plan, accompagnée d'une diminution de la cyphose, puis d'une détérioration de la gibbosité et de la rotation axiale vertébrale à l'apex.

Les interventions résultant en une correction cosmétique optimale en post-opératoire immédiat sont suivies par une perte de cette correction à long terme. En effet, l'amélioration initiale de la gibbosité observée pour tous les patients (0,8° - 10,8°) est suivie d'une détérioration pour tous les patients également (0,6° - 10,0°). Chez certains la déformation finale de la cage thoracique n'atteint pas le niveau initial, chez d'autres elle l'excède. Une détérioration entre la géométrie préopératoire et la géométrie simulée après 24 mois est également observée au niveau de la rotation axiale de la vertèbre apicale (0,5° - 8,6°). Généralement, les modifications des courbures dans le plan frontal sont minimes. Mais, une diminution de la cyphose est observée comme dans l'ensemble des simulations effectuées.

CHAPITRE 5 - DISCUSSION GÉNÉRALE

La première partie de ce projet portait sur l'effet immédiat des raccourcissements et des élongations de côtes. Elle visait à investiguer de façon détaillée l'influence des paramètres de chirurgie, puis à identifier les paramètres associés à une correction optimale des déformations scoliotiques. Les paramètres optimaux ont été identifiés pour des patients présentant différents patrons de déformation du tronc et pour différents objectifs de correction. Les modifications géométriques immédiates ont été examinées, de même que le potentiel de correction à long terme en caractérisant les efforts induits sur les corps vertébraux. La seconde partie du projet avait comme objectif principal de développer une modélisation biomécanique permettant d'étudier l'effet à long terme des raccourcissements et des élongations de côtes. L'application de la modélisation développée a permis de vérifier le potentiel de correction à long terme de l'intervention s'étant démontrée la plus susceptible d'agir contre la progression de la scoliose pour chacun des patients de la première partie du projet. La modélisation a également servi à simuler l'effet à long terme des interventions qui avaient été identifiées comme optimales en caractérisant les corrections géométriques immédiates.

La réalisation de la première étape du projet a impliqué le développement d'une méthodologie pour l'identification des paramètres d'intervention chirurgicale optimaux. Grâce à l'utilisation d'une approche combinant les plans d'expérience avec des modèles d'approximation de la fonction objectif, la méthodologie a également servi à examiner l'influence des paramètres sur l'ensemble de l'espace de design étudié. Cette approche a également permis de contourner certains problèmes inhérents aux techniques d'optimisation dans le contexte des modèles par éléments finis. Néanmoins, le premier article présenté et la section 4.3 complémentaire à l'article démontrent que l'approche comporte certaines limites liées à la précision de cette approximation. La précision dépend de deux facteurs principaux : le plan d'expérience qui spécifie la position des points dans l'espace de design pour lesquels la fonction objectif est évaluée à l'aide

d'une simulation, puis la technique d'interpolation qui ajuste le modèle aux données obtenues.

Dans ce projet, la technique d'interpolation proposée est le krigeage dual (Trochu, 1993). Cette nouvelle alternative pour la construction des modèles d'approximation présente un certain nombre d'avantages. Cet interpolateur s'ajuste exactement aux points de contrôle provenant des données du plan d'expérience, contrairement aux méthodes des moindres carrés couramment proposées qui ne permettent pas de passer par ces points (ex : module d'optimisation d'ANSYS). Avec le krigeage, les efforts de calcul nécessaires pour évaluer la fonction objectif en d'autres positions de l'espace de design sont négligeables relativement au temps de calcul nécessaire pour réaliser une simulation. Par conséquent, cette méthode d'interpolation se prête bien à la résolution de problèmes d'optimisation. De plus, la versatilité du krigeage dual a permis de varier son profil et ainsi d'identifier celui qui était le plus adéquat pour représenter le comportement de la fonction objectif.

En ce qui concerne les plans d'expérience, deux éléments agissent sur la précision du modèle d'approximation : le nombre de points spécifiés et leur disposition dans l'espace de design. Le plan d'expérience choisi (« Uniform Design ») vise à distribuer les points de façon uniforme dans l'espace de design (Fang et al., 2000; Fang et al., 2002). Ce type de plan est adapté aux expériences numériques qui sont déterministes relativement aux études expérimentales qui comportent des erreurs aléatoires (Sacks et al., 1989). Une étude comparative a servi à établir le nombre d'échantillons permettant de faire un compromis entre la précision du modèle d'approximation et le temps de calcul pour les simulations.

Malgré cela, une amélioration de la précision des modèles d'approximation serait indiquée dans les études à venir afin de mieux représenter le comportement de la fonction objectif. Les erreurs d'approximation ont pu altérer le parcours suivi par

l'algorithme d'optimisation, ce qui a pu l'entraîner vers un minimum erroné. Dans les futures études, une approche séquentielle pourrait être utilisée afin d'améliorer la représentation du comportement de la fonction objectif. Dans un premier temps, un modèle d'approximation couvrant l'ensemble de l'espace de design pourrait être construit à partir des données d'un plan d'expérience avec un nombre moins important d'échantillons que celui choisi dans la présente étude. Par la suite, des simulations pourraient être effectuées pour des points supplémentaires afin d'augmenter la précision du modèle d'approximation dans les régions potentiellement optimales ou dans les régions présentant le plus d'incertitude quant à la précision du modèle.

Une autre limite de la méthodologie développée se situe au niveau de l'algorithme d'optimisation utilisé. Celui-ci n'a pas toujours identifié le minimum global des modèles d'approximation. Dans certains cas, ceci a permis d'éviter l'identification d'un minimum erroné, mais dans d'autres cas le minimum réel de la fonction objectif n'a pas pu être identifié. Des solutions à ce problème devront être envisagées. Dans un premier temps, l'impact du choix des paramètres de l'algorithme d'optimisation devra être investigué, tel que le point de départ fourni à l'algorithme et les critères d'arrêt. Puis, d'autres algorithmes d'optimisation pourraient être évalués et comparés.

Les paramètres optimaux identifiés et les modèles d'approximation des fonctions objectifs ont démontré la grande variabilité de l'effet immédiat des raccourcissements et des élongations de côtes. La réponse à l'intervention variait en fonction des paramètres d'intervention, puis entre les différents patients. Cette variabilité a été observée pour les 3 fonctions objectifs étudiées (corrections géométriques globales et cosmétiques, et potentiel de correction à long terme). Il a été démontré que certaines tendances pouvaient être dégagées pour des patients présentant des types de déformation similaires. Cependant, une étude avec un plus grand nombre de sujets scoliotiques devrait être entreprise pour vérifier les tendances observées avant de tirer une conclusion

quant à l'existence de paramètres optimaux communs pour des types de déformations donnés.

Deux types de fonctions objectifs ont été examinés. La formulation des fonctions objectives géométriques s'appuie sur celle proposée par Wynarsky & Schultz (1991). Elle caractérise, à l'aide de différents termes, les corrections obtenues dans les différents plans de la déformation. Ces termes sont pondérés par différents poids selon l'importance accordée à chacun des éléments. Ces fonctions objectifs visent donc à identifier les paramètres d'intervention maximisant la correction des déformations scoliotiques. La fonction objectif mécanique développée vise quant à elle à identifier les paramètres de l'intervention étant la plus susceptible d'agir contre la progression des déformations scoliotiques. Les moments transmis aux plateaux vertébraux sont caractérisés, puis ils sont pondérés par le niveau de cunéiformisation des corps vertébraux afin d'attribuer plus d'importance aux vertèbres les plus déformées. Le but est d'identifier les interventions qui pourraient réduire la déformation des corps vertébraux dans le temps en altérant leur croissance. Les deux types de fonctions objectifs ont donc une certaine signification clinique. D'autres types de fonctions objectifs auraient également pu être choisis. La simulation de la chirurgie costale réalisée avec le modèle par éléments finis permet d'identifier la configuration d'équilibre minimisant l'énergie potentielle du système pour une combinaison de paramètres d'intervention donnée. Une fonction objectif permettant d'identifier les paramètres d'intervention associés à une valeur minimale globale de l'énergie potentielle du tronc aurait pu être utlisée. Celle-ci aurait permis d'identifier l'intervention résultant en une configuration postopératoire maximisant la stabilité du tronc.

Dans la seconde partie du projet, une étude de sensibilité afin d'identifier les paramètres de modélisation qui avaient une influence significative sur l'évolution des indices cliniques et des contraintes induites par l'intervention telle que simulée par le modèle. Il

a été démontré que la sensibilité des côtes (β_x^R) et des corps vertébraux (β_x^V) aux contraintes dans le processus de modulation de croissance étaient des facteurs significatifs. La vitesse de relaxation des ligaments a également une influence significative, plus particulièrement le taux de relaxation au niveau des ligaments intercostaux (G_e^{IC}). Ces observations font ressortir la nécessité de mieux caractériser ces paramètres avant de pouvoir utiliser le modèle comme outil de prédiction.

Des études spécifiques devront être réalisées pour chaque type de ligaments présents au niveau du tronc afin de mieux caractériser leur relaxation de contraintes. Ces études devront être effectuées dans l'optique d'une simulation à long terme d'une intervention, et devront ainsi tenter d'identifier le moment ou le niveau de contraintes à partir duquel les tissus ligamentaires cessent de se relaxer.

L'ajustement des facteurs de sensibilités (β_x^V et β_x^R) a été effectué en se basant sur les résultats d'études expérimentales reportés dans la littérature (Stokes, 2002). Ces expériences ont été réalisées chez différentes espèces animales et non chez des humains, puis pour des plaques de croissance situées à des sites anatomiques différents de ceux examinés dans la présente étude. Avant de pouvoir définir ces paramètres de façon exacte, des réponses à un certain nombre de questions devront êtres trouvées. Existe t'il des variations dans la sensibilité des os aux contraintes entre différentes espèces animales, entre différents individus de la même espèce, puis entre différents sites anatomiques d'un même individu? Existe t'il un seuil de référence en bas duquel les stimuli n'ont pas d'effet sur la croissance cartilagineuse (Frost & Schonau, 2001)? Dans cette étude, il a été supposé que les stimuli correspondaient aux contraintes permanentes subies par les structures osseuses telles les contraintes induites par la gravité et les muscles stabilisateurs, ou par une intervention chirurgicale. Est-ce que le stimulus correspond réellement aux contraintes, ou il correspond à une autre mesure des charges appliquées? Quant est-il des charges dynamiques résultant des activités physiques?

De plus, une approche phénoménologique a été utilisée pour modéliser le processus de croissance et de modulation de croissance. Cette modélisation simplifiée ne permet pas de représenter l'ensemble des mécanismes impliqués. Cependant, une représentation plus détaillée aurait été ardue à modéliser vu l'état des connaissances actuelles. Éventuellement, une meilleure compréhension de ces mécanismes permettra d'en améliorer la représentation.

Dans le cadre de ce projet, il a été décidé de ne pas tenir compte de l'effet des efforts de cisaillement sur la plaque de croissance. Des études expérimentales ont démontré que ces efforts pouvaient altérer la direction de la croissance en fléchissant les colonnes de chondrocytes. Le choix de négliger cet aspect s'est appuyé sur le fait que des efforts considérables et maintenus sont nécessaires pour obtenir une modification de la direction de croissance (Moreland, 1980). De plus, Carter et al. (1988a) et Lerner et al. (1998) ont démontré que les plaques de croissance adoptaient une configuration minimisant les efforts de cisaillement. Dans leur étude biomécanique, Villemure et al. (2000) ont observé que l'altération de la direction de croissance par les forces perpendiculaires à la direction de croissance avait peu d'effet sur l'amplitude de la cunéiformisation vertébrale. Dans les études futures, l'impact de cet aspect devra néanmoins être examiné étant donné que les charges induites par les chirurgies costales pourraient altérer la direction de la croissance puisque les forces transmises à la colonne vertébrale sont principalement dirigées dans le plan transverse. Ceci pourrait influencer le changement de cunéiformisation vertébrale simulée et par conséquent, le changement au niveau des courbures de la colonne vertébrale

La modélisation biomécanique développée a été utilisée pour vérifier le potentiel de correction à long terme des interventions optimales identifiées avec la fonction objectif mécanique. Pour l'ensemble des patients étudiés avec des courbures thoraciques (tous, sauf Patient 3), les raccourcissements sur la concavité de la courbure et les élongations

sur la convexité se sont démontrés les interventions les plus susceptibles d'apporter une correction à long terme de la courbure scoliotique. Pour ces patients, les interventions optimales ont induit en postopératoire immédiat des moments sur les plateaux vertébraux pouvant agir contre la progression de la scoliose. En effet, elles ont généré une compression des plateaux vertébraux sur le côté le plus épais des vertèbres apicales dans le plan frontal ce qui pourrait diminuer leur cunéiformisation dans le temps en altérant leur croissance. Lors des simulations de l'effet à long terme de ces interventions, une correction de la courbure dans le plan frontal a effectivement été observée. Celle-ci était toutefois accompagnée d'une détérioration de certains éléments de la déformation comme la gibbosité et les rotations axiales vertébrales. Des observations similaires ont été effectuées pour les interventions identifiées avec la fonction objectif géométrique mettant l'accent sur une correction de la courbure dans le plan frontal. Les raccourcissements sur la concavité et les élongations sur la convexité correspondent aux procédures chirurgicales proposées par différents auteurs suite à des études expérimentales et biomécaniques, puis la correction de la courbure scoliotique simulée concorde avec les résultats des études cliniques qu'ils ont menées (Piggott, 1971).

Toutefois, dans les simulations de l'effet à long terme, seule la contribution des charges générées par l'intervention chirurgicale sur les côtes a été investiguée. En effet, les charges résultant de la gravité et des muscles n'ont pas été prises en compte. La difficulté de modéliser ces éléments de façon adéquate a justifié cette décision. Il est toutefois important de les prendre en considération dans l'interprétation des résultats. Il est reconnu que la scoliose progresse par un cercle vicieux dans lequel le débalancement des charges appliquées sur le rachis entraîne une croissance asymétrique des vertèbres. Hors, ce débalancement résulte principalement des charges induites par la gravité et les muscles sur les vertèbres qui présentent une déviation latérale. Dans les cas où le modèle prédit une correction de la courbure à long terme, il est donc plus plausible de prévoir un ralentissement de la progression plutôt qu'une régression de la déformation.

Particulièrement, pour les cas où les simulations ont prédit une faible diminution de l'amplitude de la courbure.

Pour les patients avec une déformation initiale significative de la cage thoracique (Patients 1 et 2), des paramètres optimaux semblables ont été identifiés avec la fonction objectif favorisant une correction cosmétique, soit des raccourcissements de côtes près des joints costo-transverses sur la convexité de la courbure. Ces interventions ont résulté en une importante diminution de la gibbosité en postopératoire immédiate (> 45%). Ces interventions correspondent aux procédures de thoracoplastie reportées dans la littérature. Cependant, lors de la simulation de l'effet à long terme, une régression de la correction initiale a été observée. Pour éviter cette régression, il est suggéré d'effectuer seulement des résections de côtes sans exercer de forces de rapprochement, c'est-à-dire de pratiquer des thoracoplasties telles qu'elles sont généralement réalisées en clinique.

Dans la modélisation développée, les processus qui ont été supposés les plus influents ont été représentés. Cependant, il est clair que d'autres mécanismes entrent en jeu dans la correction à long terme résultant d'une chirurgie costale. Entre autres, la croissance et la modulation de croissance au niveau des disques intervertébraux, des ligaments et des tissus musculaires ont été négligées, puis la modification des patrons de recrutement des muscles en réponse à l'intervention. Des données sur lesquelles s'appuyer devront être obtenues avant de pouvoir développer la modélisation de ces processus.

Une étude sur des queux de rats a démontré que l'épaisseur du disque pouvait être modulé de façon similaire à la croissance au niveau des plaques de croissance (Stokes et al., 1998). Il reste cependant un certain nombre de points à éclaircir. Est-ce que les mécanismes impliqués dans la modulation de croissance des disques intervertébraux sont les même que ceux au niveau des plaques de croissance? Est-ce que la déformation présente au niveau du disque chez les patients scoliotiques est réversible? Si tel est le

cas, une plus grande correction aurait probablement été simulée pour les interventions ayant un potentiel de la correction à long terme. L'évolution de la cunéiformisation des disques intervertébraux aurait probablement été dans la même direction que celle au niveau des corps vertébraux étant donné que les moments induits étaient dans le même sens.

En ce qui concerne les tissus ligamentaires, certains auteurs ont proposé en se basant sur des études expérimentales (Dahners et al., 1989; Wood et al., 1998) ou sur des données cliniques (Frost, 1990b) que la croissance ligamentaire était accélérée par des forces en tension. Toutefois, l'effet de ces forces et les mécanismes impliqués demeurent relativement peu documentés. De plus, il est difficile de départager l'allongement du ligament pouvant être attribué à la croissance et celui résultant du fluage dû à leur comportement viscoélastique.

L'utilisation d'un modèle par éléments finis composé principalement d'un assemblage de poutres limite également les possibilités de modélisation des processus biologiques guidés par des stimuli mécaniques. Le développement d'un modèle volumique avec des éléments solides permettrait à la fois d'avoir une géométrie plus réaliste des différentes structures du tronc, d'améliorer la représentation des divers types de tissu avec leurs propriétés mécaniques respectives (ex. : os cortical, os spongieux, tissus cartilagineux), et d'évaluer de façon plus juste les contraintes dans les tissus. De façon similaire à Carter et al. (1988a), l'état de contraintes pourrait être caractérisé à l'aide des contraintes principales dans les éléments solides, puis utilisé comme stimulus mécanique dans le processus de modulation de croissance au lieu des contraintes axiales dans les éléments poutres. De plus, au lieu d'utiliser une direction de croissance prédéterminée (direction axiale de la poutre), celle-ci pourrait être établie selon la direction de la contrainte principale maximale. Il serait ainsi possible de tenir compte de l'effet des charges perpendiculaires et parallèles à la plaque de croissance. Ce type de modèle permettrait également de représenter d'autres mécanismes comme le modelage et le remodelage

osseux. La prise en compte du changement de densité osseuse pourrait avoir un impact sur la variation de contraintes à l'intérieur des structures osseuses. De plus, le modelage osseux joue un rôle sur la géométrie de la cage thoracique (Snellman, 1973). La modélisation de ce mécanisme pourrait donc modifier l'évolution de la gibbosité simulée.

Malgré les limites actuelles de la modélisation développée pour l'étude de l'effet long terme des chirurgies costales, celle-ci est un outil prometteur. Actuellement, elle nous a permis d'analyser l'influence de paramètres de modélisation pour lesquels il existait peu de données, puis d'investiguer l'effet à long terme d'une nouvelle option de traitement pour les patients scoliotiques en période de croissance. Avant de pouvoir tirer des conclusions, des raffinements de la modélisation devront toutefois être entrepris. De plus, avant d'utiliser la modélisation pour prédire et quantifier la correction à long terme pour un patient donné, des données personnalisées devront êtres obtenues pour ajuster les propriétés mécaniques des éléments du modèle, et également pour ajuster les taux de croissance à ceux du patient. En effet, les taux de croissance utilisés actuellement se basent sur des données reportées représentant des moyennes effectuées sur un ensemble de sujets sains et adolescents, mais d'âge variable. Hors, la croissance actuelle du patient de même que son potentiel de croissance résiduelle sont des aspects déterminants dans la correction des courbures scoliotiques par ce type d'intervention. Connaissant ces données, la modélisation pourrait être utilisée pour identifier une chirurgicale costale optimale et personnalisée au patient. À ce stade-ci, le modèle pourrait être utilisé pour guider des études expérimentales. Des études chez des animaux pourraient permettre d'obtenir des données additionnelles pour le raffinement du modèle, mais pourraient également aider à valider la modélisation. En effet, la validation ne peut être faite chez des sujets humains étant donné que la compréhension de la biomécanique de ces interventions est limitée et pour des raisons éthiques évidentes.

Les observations faites dans le cadre de ce projet permettent tout de même de faire certaines recommandations relativement à l'utilisation future des raccourcissements et des élongations de côtes pour le traitement des déformations scoliotiques. Ces interventions semblent plus appropriées pour le traitement des patients présentant des courbures thoraciques. Elles s'adressent spécifiquement à de jeunes patients présentant un grand potentiel de croissance résiduelle. De plus, ces interventions sont plus susceptibles d'être bénéfiques pour des sujets avec des courbures moins sévères. L'effet d'accentuation résultant du débalancement des charges gravitaires et musculaires serait ainsi minimisé. Les observations ont également permis d'avancer que des raccourcissements et des élongations progressifs pourraient être plus efficaces. En effet, un rapprochement (ou une distraction) graduelle des extrémités de côtes permettrait de maintenir un niveau de contraintes plus élevé sur une plus grande période de temps comparativement à un rapprochement (ou une distraction) complet lors de l'intervention. En effet, les simulations ont permis de constater que les contraintes induites par l'intervention proviennent principalement d'un étirement des ligaments. Puis, étant donné la relaxation de contraintes des ligaments, une portion de ces contraintes est dissipée rapidement. Cette proposition demeure néanmoins à être vérifiée.

CHAPITRE 6 - CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

La première partie du projet portait sur l'effet immédiat des chirurgies costales, alors que la seconde portait sur leur effet à long terme. Dans la première partie du projet, la modélisation des raccourcissements et des élongations de côtes développée par Gréalou et al. (2000; 2002) avec le modèle par éléments finis du tronc (Descrimes et al., 1995; Aubin et al., 1995) a été utilisée pour effectuer une étude d'influence et d'optimisation des paramètres de l'intervention. Une méthode originale combinant l'utilisation de plans d'expérience et de modèles d'approximation de la fonction objectif à minimiser a été développée. Plus spécifiquement, un plan d'expérience de type « Uniform Design », développé par Fang et al. (1999; 2000; 2002), a été utilisé pour spécifier les points dans l'espace de design pour lesquels la valeur de la fonction objectif était évaluée à l'aide d'une simulation de la chirurgie costale. Puis, les données provenant de ces simulations ont permis de construire des modèles d'approximation de la fonction objectif à l'aide de la technique d'interpolation nommée krigeage dual et développée par Trochu (1993). L'approche développée permet d'examiner les deux aspects visés par l'étude, puis de réduire certaines difficultés liées aux problèmes d'optimisation dans le contexte des modèles par éléments finis. Ainsi, il a été démontré qu'une modélisation biomécanique des chirurgies costales peut être utilisée pour réaliser une étude d'influence et d'optimisation des paramètres de l'intervention. La principale limite de la méthodologie développée réside au niveau de la précision de ces modèles d'approximation.

L'étude a été menée pour 6 patients scoliotiques avec la méthodologie développée. L'effet immédiat des raccourcissements ou des élongations de côtes était caractérisé à l'aide de fonctions objectifs évaluant la correction géométrique ou le potentiel de correction à long terme selon les moments transmis aux plateaux vertébraux. L'étude a permis de conclure que ces interventions chirurgicales entraînent généralement que de faibles modifications géométriques immédiates, et que parmi les éléments de la déformation examinés, les modifications plus importantes se situaient au niveau de la

gibbosité des côtes et de la rotation axiale des vertèbres. Selon les paramètres de l'intervention, les charges induites sur les plateaux vertébraux pourraient agir contre la progression des déformations scoliotiques ou pourraient accentuer celles-ci en modulant la croissance vertébral. Les types d'interventions qui semblent les plus prometteuses sont les raccourcissements de côtes sur la concavité de la courbure et les élongations sur la convexité. Cependant, pour la fonction objectif caractérisant le potentiel de correction à long terme comme pour les fonctions objectifs géométriques, les résultats ont démontré une grande variabilité en fonction des paramètres de l'intervention et en fonction de la géométrie du tronc du patient. À ce stade, il est possible de conclure qu'il n'existe pas de paramètres d'intervention optimaux communs à l'ensemble des patients. Le nombre limité de sujets utilisé ne permet toutefois pas de conclure sur les tendances observées quant à l'existence de paramètres communs pour des types de déformation donnés.

Pour étudier l'effet à long terme des chirurgies costales, une modélisation biomécanique originale a dans un premier temps été développée. La modélisation des raccourcissements et des élongations de côtes développée par Gréalou et al. (2000; 2002) avec le modèle par éléments finis du tronc (Descrimes et al., 1995; Aubin et al., 1995; Villemure, 2000) a également été utilisée dans ce volet du projet. Puis, une modélisation de la croissance et de la modulation de la croissance cartilagineuse des côtes et des vertèbres basée sur les travaux de Villemure et al. (2000; 2002) et de Stokes & Laible (1990) a été intégrée. De plus, une modélisation de la relaxation de contraintes des ligaments a été développée pour représenter plus adéquatement l'évolution dans le temps des charges induites par l'intervention chirurgicale. Cette modélisation s'est appuyée sur la théorie de viscoélasticité de Fung (1972). Le modèle mathématique proposé par ce dernier n'est pas approprié pour les procédures incrémentales comme les modèles par éléments finis. Par conséquent, la formulation développée par Puso & Weiss (1998) a été intégrée au modèle pour calculer les contraintes relaxées dans les ligaments. Suite à la simulation de la chirurgie costale, une approche procédant par

itérations dans le temps a permis de simuler l'évolution de la géométrie du tronc et des charges induites par l'intervention sur une période de 24 mois. Les différentes simulations effectuées ont démontré qu'une modélisation biomécanique peut être utilisée pour simuler l'effet à long terme des charges induites sur la croissance longitudinale des structures osseuses. Cependant, avant de pouvoir prédire la correction à long terme des déformations scoliotiques pour un patient donné, un certain nombre de raffinements de la modélisation devront être entrepris. Une étude de sensibilité a démontré que certains paramètres de modélisation ont une influence significative sur la correction simulée. Ces observations indiquent la nécessité d'entreprendre des études expérimentales dans le but d'ajuster plus adéquatement ces paramètres et dans le but de raffiner la modélisation développée. Les simulations effectuées ont démontré que les charges induites par l'intervention peuvent influencer la croissance des structures osseuses. Cependant, il n'est pas possible de conclure sur les corrections simulées étant donné que seule la contribution de ces charges a été examinée. En effet, les charges résultant de la gravité et des forces musculaires n'ont pas été considérées. D'autres facteurs pouvant avoir un impact considérable ont également été négligés : la croissance et la modulation de croissance des disques intervertébraux, et des tissus ligamentaires et musculaires, puis les changements dans les patrons de recrutement des muscles en réponse à l'intervention chirurgicale.

La modélisation développée a été utilisée pour simuler l'effet à long terme des chirurgies costales identifiées comme optimales dans la première partie du projet. Ainsi, le potentiel de correction à long terme des interventions identifiées avec la fonction objectif mécanique a pu être vérifié. De la même façon, des simulations ont été réalisées pour examiner l'évolution des déformations scoliotiques suite aux interventions maximisant les corrections géométriques immédiates. Pour les patients avec une courbure thoracique, une diminution de l'amplitude de celle-ci a été observée pour les interventions identifiées avec la fonction objectif mécanique et la fonction objectif géométrique mettant l'accent sur la correction des courbures dans le plan frontal.

Cependant, une détérioration à long terme de la gibbosité à l'apex et de la rotation axiale de la vertèbre apicale a été observée dans la majorité des simulations testées, et cela malgré que certaines interventions aient entraîné une correction initiale de ces déformations.

La faisabilité et la cohérence des outils développés ont été démontrées, puis leurs limites ont été discutées. Ces outils ont permis d'investiguer l'effet immédiat et à long terme de concepts chirurgicaux novateurs qui ne peuvent pas être testés directement sur des patients pour des raisons d'éthique évidentes. D'ailleurs, la difficulté de valider la modélisation biomécanique demeure la principale limite du projet. Un certain nombre d'étapes devront donc être entreprises afin d'améliorer les approches développées, puis afin de raffiner la modélisation avant de pouvoir l'utiliser comme outil de prédiction :

1. Des outils de validation impliquant des études expérimentales chez des animaux ou chez des spécimens cadavériques devraient être développés. Ces outils permettraient de vérifier si la modélisation des raccourcissements et des élongations de côtes représente bien les mécanismes impliqués lors de ce type d'intervention, puis de comparer les efforts prédits par la simulation aux forces mesurées expérimentalement.
2. La méthodologie développée pour réaliser l'étude d'influence et d'optimisation des paramètres de la chirurgie devrait être améliorée en utilisant une approche séquentielle afin d'accroître itérativement la précision du modèle d'approximation dans des régions spécifiques.
3. Pour la minimisation du modèle d'approximation de la fonction objectif, la capacité de l'algorithme d'optimisation à identifier un minimum global devrait être améliorée. Dans cette optique, l'effet des paramètres de l'algorithme pourrait être investigué, puis d'autres algorithmes d'optimisation pourraient être évalués et comparés.

4. Une étude incluant un plus grand nombre de sujets scoliotiques devrait être réalisée afin de confirmer les tendances observées et de détecter s'il existe des paramètres optimaux communs pour des types de déformations donnés en ce qui concerne l'effet immédiat des chirurgies costales, mais également l'effet à long terme.
5. Une étude expérimentale devrait être menée dans le but de caractériser le comportement rhéologique spécifique de chaque type de ligaments du tronc. Ces études devraient être effectuées dans l'optique d'une simulation de l'effet à long terme d'une intervention chirurgicale, et devraient ainsi tenter d'identifier le moment ou le niveau de contraintes à partir duquel les tissus ligamentaires cessent de se relaxer.
6. Les études expérimentales entreprises par différents auteurs devraient être poursuivies afin de clarifier et de mieux caractériser les mécanismes impliqués dans la croissance cartilagineuse et dans la modulation de cette croissance par l'environnement mécanique au niveau des plaques de croissance des structures osseuses, mais également au niveau des disques intervertébraux. Des études similaires devraient réalisées pour identifier les mécanismes impliqués dans ces processus biologiques au niveau des tissus ligamentaires et musculaires.
7. Des efforts devraient être déployés afin de développer une modélisation adéquate des charges résultant de la gravité et des forces musculaires. Ainsi, il serait possible de caractériser de façon plus complète les contraintes induites dans les structures osseuses du tronc, et donc le stimulus mécanique modulant leur croissance.
8. En ce sens, des études devraient être menées afin de clarifier comment des conditions pathologiques comme la scoliose idiopathique affectent les patrons de recrutement musculaire, mais également pour investiguer si ceux-ci sont altérés suite à une intervention chirurgicale.
9. Des techniques permettant d'évaluer des données personnalisées au patient devraient être développées, plus spécifiquement en ce qui concerne les propriétés

mécaniques des diverses structures anatomiques du tronc, puis les taux de croissance et le potentiel de croissance résiduelle pour les différentes structures osseuses.

Les résultats de ce projet, ainsi que les outils développés et leurs raffinements futurs permettront de poursuivre l'investigation entreprise, et possiblement de proposer de nouvelles voies de traitements pour les scolioses idiopathiques chez les patients en période de croissance. L'utilisation de raccourcissements et d'élongations de côtes dans le but d'agir contre la progression de la déformation pourrait permettre d'intervenir plus tôt dans ce processus, puis d'éliminer ou de retarder le recours aux interventions d'instrumentation et de fusion de rachis qui sont plus lourdes de conséquences.

RÉFÉRENCES

1. Optimization Toolbox User's Guide. (2001). Natick, MA, The MathWorks, Inc.

2. AGADIR, M., SEVASTIK, B., SEVASTIK, J. A., PERSSON, A. et ISBERG, B. (1988). Induction of scoliosis in the growing rabbit by unilateral rib-growth stimulation. Spine 13, 1065-9.

3. ARKIN, A. M. et KATZ, J. F. (1956). The effects of pressure on epiphyseal growth. The mechanism of plasticity of growing bone. J Bone Joint Surg Am 38-A, 1056-76.

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

5. AUBIN, C. E., DESCRIMES, J. L., DANSEREAU, J., SKALLI, W., LAVASTE, F. et LABELLE, H. (1995). Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method. Ann Chir 49, 749-761.

6. BARNES, J. (1979). Rib resection in infantile idiopathic scoliosis. J Bone Joint Surg Br 61, 31-5.

7. BARRETT, D. S., MACLEAN, J. G., BETTANY, J., RANSFORD, A. O. et EDGAR, M. A. (1993). Costoplasty in adolescent idiopathic scoliosis. Objective results in 55 patients. J Bone Joint Surg Br 75, 881-5.

8. BERNHARDT, M. et BRIDWELL, K. H. (1989). Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction. Spine 14, 717-21.

9. BOSEKER, E. H., MOE, J. H., WINTER, R. B. et KOOP, S. E. (2000). Determination of "normal" thoracic kyphosis: a roentgenographic study of 121 "normal" children. J Pediatr Orthop 20, 796-8.

10. BROOME, G., SIMPSON, A. H., CATALAN, J., JEFFERSON, R. J. et HOUGHTON, G. R. (1990). The modified Schollner costoplasty. J Bone Joint Surg Br 72, 894-900.

11. BURWELL, R. G. et DANGERFIELD, P. H. (2000). Adolescent idiopathics scoliosis: hypotheses of causation. In Etiology of Adolescent Idiopathic Scoliosis, eds. BURWELL, R. G., DANGERFIELD, P. H., LOWE, T. G. et MARGULIES, J. Y., pp. 319-333. Philadelphia: Hanley & Belfus, Inc.

12. CARRIER, J., AUBIN, C. E., TROCHU, F. et LABELLE, H. (2003). Optimization of Rib Surgery Parameters for the Correction of Scoliotic Deformities Using Dual Kriging. J. Biomech. Eng.-Trans. ASME

13. CARTER, D. R. et BEAUPRÉ, G. S. (2001). Skeletal function and form: mechanobiology of skeletal development, aging, and regeneration. Cambridge, U.K.; New York: Cambridge University Press.

14. CARTER, D. R., ORR, T. E., FYHRIE, D. P. et SCHURMAN, D. J. (1987). Influences of mechanical stress on prenatal and postnatal skeletal development. Clin Orthop 237-50.

15. CARTER, D. R. et WONG, M. (1988a). Mechanical stresses and endochondral ossification in the chondroepiphysis. J Orthop Res 6, 148-54.

16. CARTER, D. R. et WONG, M. (1988b). The role of mechanical loading histories in the development of diarthrodial joints. J Orthop Res 6, 804-16.

17. DAHNERS, L. E., SYKES, K. E. et MULLER, P. R. (1989). A study of the mechanisms influencing ligament growth. Orthopedics 12, 1569-72.

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

19. DEGUCHI, M., KAWAKAMI, N. et KANEMURA, T. (1996). Correction of scoliosis by rib resection in pinealectomized chickens. J Spinal Disord 9, 207-13.

20. DEGUCHI, M., KAWAKAMI, N. et KANEMURA, T. (1997). Correction of experimental scoliosis by rib resection in the transverse plane. J Spinal Disord 10, 197-203.

21. DEGUCHI, M., KAWAKAMI, N., KANEMURA, T., MIMATSU, K. et IWATA, H. (1995). Experimental scoliosis induced by rib resection in chickens. J Spinal Disord 8, 179-85.

22. DELORME S., PETIT, Y., DE GUISE, J. A., AUBIN, C. E., LABELLE, H., LANDRY, C. et DANSEREAU, J. (1999). Three-dimensional modelling and rendering of the human skeletal trunk from 2D radiographic images. Proceedings of the Second International Conference on 3-D Digital Imaging and Modeling. 497-505. Los Alamitos, CA, IEEE Computer Society. 99.

23. DELORME, S., PETIT, Y., DE GUISE, J. A., LABELLE, H., AUBIN, C. E. et DANSEREAU, J. (2003). Assessment of the 3D reconstruction and high-resolution geometrical modelling of the human skeletal trunk from 2D radiographic images. IEEE Transactions on Biomedical Engineering

24. DELORME, S., VIOLAS, P., DANSEREAU, J., DE GUISE, J., AUBIN, C. E. et LABELLE, H. (2001). Preoperative and early postoperative three-dimensional changes of the rib cage after posterior instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. Eur. Spine J. 10, 101-106.

25. DEROSA, G. P. (1985). Progressive scoliosis following chest wall resection in children. Spine 10, 618-22.

26. DESCRIMES, J. L., AUBIN, C. E., SKALLI, W., ZELLER, R., DANSEREAU, J. et LAVASTE, F. (1995). Modelling of facet joints in a finite element model of the scoliotic spine and thorax: mechanical aspects. Rachis 7, 301-314.

27. DIMÉGLIO, A. et BONNEL, F. (1990). Le rachis en croissance scoliose, taille assise et puberté. Paris, New York: Springer-Verlag.

28. FANG, K. T., LIN, D. K. J., WINKER, P. et ZHANG, Y. (2000). Uniform Design: Theory and Application. Technometrics 42, 237-248.

29. FANG, K. T., MA, C. X. et WINKER, P. (1999). Uniform Design Based on Centered L_2 Discrepancy -- $U_n(n^s)$.

30. FANG, K. T., MA, C. X. et WINKER, P. (2002). Centered L-2-Discrepancy of Random Sampling and Latin Hypercube Design, and Construction of Uniform Designs. Math. Comput. 71, 275-296.

31. FROST, H. M. (1990a). Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 3. The hyaline cartilage modeling problem. Anat Rec 226, 423-32.

32. FROST, H. M. (1990b). Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 4. Mechanical influences on intact fibrous tissues. Anat Rec 226, 433-9.

33. FROST, H. M. (2001). From Wolff's law to the Utah paradigm: insights about bone physiology and its clinical applications. Anat Rec 262, 398-419.

34. FROST, H. M. et JEE, W. S. (1994). Perspectives: a vital biomechanical model of the endochondral ossification mechanism. Anat Rec 240, 435-46.

35. FROST, H. M. et SCHONAU, E. (2001). On longitudinal bone growth, short stature, and related matters: insights about cartilage physiology from the Utah paradigm. J Pediatr Endocrinol Metab 14, 481-96.

36. FUNG, Y. C. (1972). Stress-strain-history relations of soft tissues in simple elongation. FUNG, Y. C., PERRONE, N. et ANLIKER, M. Biomechanics : its foundations and objectives. xiiiEnglewood Cliffs, N.J., Prentice-Hall.

37. GEISSELE, A. E., OGILVIE, J. W., COHEN, M. et BRADFORD, D. S. (1994). Thoracoplasty for the treatment of rib prominence in thoracic scoliosis. Spine 19, 1636-42.

38. GIGNAC, D., AUBIN, C. E., DANSEREAU, J. et LABELLE, H. (2000). Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model. Eur. Spine J. 9, 185-90.

39. GOLDBERG, C. J., MOORE, D. P., FOGARTY, E. E. et DOWLING, F. E. (2001). Adolescent idiopathic scoliosis: the effect of brace treatment on the incidence of surgery. Spine 26, 42-7.

40. GOODING, C. A. et NEUHAUSER, E. B. (1965). Growth and development of the vertebral body in the presence and absence of normal stress. Am J Roentgenol Radium Ther Nuclear Med 93, 388-94.

41. GRAY, H. (1918). Anatomy of the human body. Philadelphia: Lea and Febiger.

42. GREALOU, L., AUBIN, C. E. et LABELLE, H. (2002). Rib cage surgery for the treatment of scoliosis: a biomechanical study of correction mechanisms. J Orthop Res 20, 1121-8.

43. GRÉALOU, L. (2000). Modélisation biomécanique d'interventions chirurgicales sur la cage thoracique pour le traitement des déformations scoliotiques. Mémoire de maîtrise, École Polytechnique , Département de génie mécanique.

44. HARVEY, C. J. JR, BETZ, R. R., CLEMENTS, D. H., HUSS, G. K. et CLANCY, M. (1993). Are there indications for partial rib resection in patients with adolescent idiopathic scoliosis treated with Cotrel-Dubousset instrumentation? Spine 18, 1593-8.

45. HEEGAARD, J. H., BEAUPRE, G. S. et CARTER, D. R. (1999). Mechanically modulated cartilage growth may regulate joint surface morphogenesis. J Orthop Res 17, 509-17.

46. HENSINGER, R. N. (1986). Standards in pediatric orhtopedics: tables, charts, and graphs illustrating growth. New York, U.S.A.: Raven Press.

47. IANNOTTI, J. P. (1990). Growth plate physiology and pathology. Orthop Clin N Amer 21, 1-17.

48. JEE, W. S. S. (1988). The skeletal tissues. In Cell and tissue biology a textbook of histology, ed. WEISS, L., pp. 213-254. Baltimore: Urban & Schwarzenberg.

49. JIN, R., CHEN, W. et SIMPSON, T. W. (2001). Comparative Studies of Metamodelling Techniques Under Multiple Modelling Criteria. Struct. Multidiscip. Optim. 23, 1-13.

50. KAWAKAMI, N., DEGUCHI, M. et KANEMURA, T. (1999). Animal Models of Scoliosis. In Animal Models In Orthopaedic Research, eds. AN, Y. H. et FRIEDMAN, R. J., pp. ?Boca Raton, Florida: CRC Press, Inc.

51. KAWAKAMI, N., WINTER, R. B., LONSTEIN, J. E. et DENIS, F. (1994). Scoliosis secondary to rib resection. J Spinal Disord 7, 522-7.

52. KEIM, H. A. (1982). The adolescent spine. New York: Springer-Verlag.

53. KRIGE, D. G. (1951). A statistical approach to some basic mine valuation problems on the Witwatersrand. J. Chem. Metall. Min. Soc. S. Afr. 52, 119-139.

54. LABELLE, H., DANSEREAU, J., BELLEFLEUR, C. et JEQUIER, J. C. (1995). Variability of geometric measurements from three-dimensional reconstructions of scoliotic spines and rib cages. Eur. Spine J. 4, 88-94.

55. LANGENSKIOLD, A. et MICHELSSON, J. E. (1961). Experimental progressive scoliosis in the rabbit. J Bone Joint Surg Br 43 , 116-120.

56. LENKE, L. G., BRIDWELL, K. H., BLANKE, K. et BALDUS, C. (1995). Analysis of pulmonary function and chest cage dimension changes after thoracoplasty in idiopathic scoliosis. Spine 20, 1343-50.

57. LERNER, A. L., KUHN, J. L. et HOLLISTER, S. J. (1998). Are regional variations in bone growth related to mechanical stress and strain parameters? J Biomech 31, 327-35.

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

59. MACHIDA, M. (1999). Cause of idiopathic scoliosis. Spine 24, 2576-83.

60. MANN, D. C., NASH, C. L. JR, WILHAM, M. R. et BROWN, R. H. (1989). Evaluation of the role of concave rib osteotomies in the correction of thoracic scoliosis. Spine 14, 491-5.

61. MANNING, C. W., PRIME, F. J. et ZORAB, P. A. (1973). Partial costectomy as a cosmetic operation in scoliosis. J Bone Joint Surg Br 55, 521-7.

62. MARTIN, R. B., BURR, D. B. et SHARKEY, N. A. (1998). Skeletal tissue mechanics. New York: Springer.

63. MATHERON, G. (1973). The intrinsic random functions and their applications. Adv. Appl. Probab. 5, 439-468.

64. MCCLELLAN, J., GREVITT, M. et WEBB, J. (2001). Thoracoplasty. In Pediatric Spine Surgery, ed. WEINSTEIN, S. L., pp. 283-291. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

65. MCKAY, M. D., BECKMAN, R. J. et CONOVER, W. J. (1979). Comparison of three methods for selecting values of input variables in the analysis of output from a computer code. Technometrics 21, 239-245.

66. MEHLMAN, C. T., CRAWFORD, A. H. et WOLF, R. K. (1997). Video-assisted thoracoscopic surgery (VATS). Endoscopic thoracoplasty technique. Spine 22, 2178-82.

67. MILLER, N. H. (2002). Genetics of familial idiopathic scoliosis. Clin Orthop 60-4.

68. (2001). MONTGOMERY, D. C. Design and analysis of experiments. New York, Wiley.

69. MORELAND, M. S. (1980). Morphological effects of torsion applied to growing bone. An in vivo study in rabbits. J Bone Joint Surg Br 62-B , 230-7.

70. MORRISSY, R. T. et WEINSTEIN, S. L. (2001). Lovell and Winter's pediatric orthopaedics. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

71. NASH, C. L. JR et MOE, J. H. (1969). A study of vertebral rotation. J Bone Joint Surg Am 51, 223-9.

72. NETTER, F. H. (1987). Musculoskeletal system: Anatomy, physiology and metabolic disorders. West Caldwell, N.J.: Ciba-Geigy.

73. OWEN, R., TURNER, A., BAMFORTH, J. S., TAYLOR, J. F. et JONES, R. S. (1986). Costectomy as the first stage of surgery for scoliosis. J Bone Joint Surg Br 68, 91-5.

74. PAL, G. P., BHATT, R. H. et PATEL, V. S. (1991). Mechanism of production of experimental scoliosis in rabbits. Spine 16, 137-42.

75. PERDRIOLLE, R., BECCHETTI, S., VIDAL, J. et LOPEZ, P. (1993). Mechanical process and growth cartilages. Essential factors in the progression of scoliosis. Spine 18, 343-9.

76. PERDRIOLLE, R., BOFFELLI, N. et OUSSET, M. (1979). La scoliose : son étude tridimensionnelle. Paris : Maloine.

77. PHAN, A. V. et TROCHU, F. (1998). Application of Dual Kriging to Structural Shape Optimization Based on the Boundary Contour Method. Arch. Appl. Mech. 68, 539-551.

78. PIGGOTT, H. (1971). Posterior rib resection in scoliosis. A preliminary report. J Bone Joint Surg Br 53, 663-71.

79. PROPST-PROCTOR, S. L. et BLECK, E. E. (1983). Radiographic determination of lordosis and kyphosis in normal and scoliotic children. J. Pediatr. Orthop. 3, 344-346.

80. PUSO, M. A. et WEISS, J. A. (1998). Finite element implementation of anisotropic quasi-linear viscoelasticity using a discrete spectrum approximation. J Biomech Eng 120, 62-70.

81. RAJWANI, T., BHARGAVA, R., MOREAU, M., MAHOOD, J., RASO, V. J., JIANG, H. et BAGNALL, K. M. (2002). MRI characteristics of the neurocentral synchondrosis. Pediatr Radiol 32, 811-6.

82. ROAF, R. (1960). Vertebral growth and its mechanical control. J Bone Joint Surg Br 42-B, 40-59.

83. SACKS, J., WELCH, W. J., MITCHELL, T. J. et HENRY, P. W. (1989). Design and Analysis of Computer Experiments. Stat. Sci. 4, 409-435.

84. SASENA, M. J., PAPALAMBROS, P. et GOOVAERTS, P. (2002). Exploration of Metamodeling Sampling Criteria for Constrained Global Optimization. Eng. Optimiz. 34, 263-278.

85. SEVASTIK, B., WILLERS, U., HEDLUND, R., SEVASTIK, J. et KRISTJANSSON, S. (1993). Scoliosis induced immediately after mechanical medial rib elongation in the rabbit. Spine 18, 923-6.

86. SEVASTIK, J., AGADIR, M. et SEVASTIK, B. (1990a). Effects of rib elongation on the spine. I. Distortion of the vertebral alignment in the rabbit. Spine 15, 822-5.

87. SEVASTIK, J., AGADIR, M. et SEVASTIK, B. (1990b). Effects of rib elongation on the spine. II. Correction of scoliosis in the rabbit. Spine 15, 826-9.

88. SEVASTIKOGLOU, J. A., AARO, S., LINDHOLM, T. S. et DAHLBORN, M. (1978). Experimental scoliosis in growing rabbits by operations on the rib cage. Clin Orthop 282-6.

89. SHEFELBINE, S. J., TARDIEU, C. et CARTER, D. R. (2002). Development of the Femoral Bicondylar Angle in Hominid Bipedalism. Bone 30, 765-770.

90. SHUFFLEBARGER, H. L., SMILEY, K. et ROTH, H. J. (1994). Internal thoracoplasty. A new procedure. Spine 19, 840-2.

91. SIMPSON, T. W. (98). A concept exploration method for product family design. Ph.D. Thesis, Georgia Institue of Technology.

92. SIMPSON, T. W., LIN, D. K. J. et CHEN, W. (2001a). Sampling Strategies for Computer Experiments: Design and Analysis. Int. J. Reliability Ap. 2, 209-240.

93. SIMPSON, T. W., PEPLINSKI, J. D., KOCH, P. N. et ALLEN, J. K. (2001b). Metamodels for Computer-Based Engineering Design: Survey and Recommendations. Eng. Comput. 17, 129-150.

94. SNELLMAN, O. (1973). Growth and remodelling of the ribs in normal and scoliotic pigs. Acta Orthop Scand Suppl 149, 1-85.

95. STAGNARA, P., DE MAUROY, J. C., DRAN, G., GONON, G. P., COSTANZO, G., DIMNET, J. et PASQUET, A. (1982). Reciprocal angulation of vertebral bodies in a sagittal plane: approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis. Spine 7, 335-342.

96. STEEL, H. H. (1983). Rib resection and spine fusion in correction of convex deformity in scoliosis. J Bone Joint Surg Am 65, 920-5.

97. STEVENS, S. S., BEAUPRE, G. S. et CARTER, D. R. (1999). Computer model of endochondral growth and ossification in long bones: biological and mechanobiological influences. J Orthop Res 17, 646-53.

98. STOKES, I. A. (1994). Three-dimensional terminology of spinal deformity. A report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society Working Group on 3-D terminology of spinal deformity. Spine 19, 236-248.

99. STOKES, I. A. (1997). Analysis of symmetry of vertebral body loading consequent to lateral spinal curvature. Spine 22, 2495-503.

100. STOKES, I. A. (2002). Mechanical effects on skeletal growth. J Musculoskel Neuron Interact 2, 277-280.

101. STOKES, I. A. et ARONSSON, D. D. (2001). Disc and vertebral wedging in patients with progressive scoliosis. J Spinal Disord 14, 317-22.

102. STOKES, I. A., ARONSSON, D. D., SPENCE, H. et IATRIDIS, J. C. (1998). Mechanical modulation of intervertebral disc thickness in growing rat tails. J Spinal Disord 11, 261-5.

103. STOKES, I. A., ARONSSON, D. D. et URBAN, J. P. G. (1994). Biomechanical factors influencing progression of angular skeletal deformities during growth. Eur J Exp Musculoskel Res 3, 51-60.

104. STOKES, I. A., BIGALOW, L. C. et MORELAND, M. S. (1986). Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis. Spine 11, 213-218.

105. STOKES, I. A., DANSEREAU, J. et MORELAND, M. S. (1989). Rib cage asymmetry in idiopathic scoliosis. J. Orthop. Res. 7, 599-606.

106. STOKES, I. A. et LAIBLE, J. P. (1990). Three-dimensional osseo-ligamentous model of the thorax representing initiation of scoliosis by asymmetric growth. J Biomech 23, 589-95.

107. STOKES, I. A., SPENCE, H., ARONSSON, D. D. et KILMER, N. (1996). Mechanical modulation of vertebral body growth. Implications for scoliosis progression. Spine 21, 1162-7.

108. STOKES, I. A. F. (2000). Hueter-Volkmann effect. In Etiology of Adolescent Idiopathic Scoliosis: Current Trends and Relevance to new treatment approaches, eds. BURWELL, R. G., DANGERFIELD, P. H., LOWE, T. G. et MARGULIES, J. Y., pp. 349-357. Philadelphia, PA: Hanley & Belfus, Inc.

109. TAYLOR, J. R. (1975). Growth of human intervertebral discs and vertebral bodies. J Anat 120, 49-68.

110. TROCHU, F. (1993). Contouring program based on dual kriging interpolation. Eng. Comput. 9, 160-177.

111. VEDANTAM, R., LENKE, L. G., BRIDWELL, K. H., HAAS, J. et LINVILLE, D. A. (2000). A prospective evaluation of pulmonary function in patients with adolescent idiopathic scoliosis relative to the surgical approach used for spinal arthrodesis. Spine 25, 82-90.

112. VELDHUIZEN, A. G., WEVER, D. J. et WEBB, P. J. (2000). The aetiology of idiopathic scoliosis: biomechanical and neuromuscular factors. Eur Spine J 9, 178-84.

113. VILLEMURE, I. (2000). Étude biomécanique du processus de croissance et de déformation du rachis scoliotique . These de doctorat, Université de Montréal, Institut de génie biomédical, Faculté de médecine.

114. VILLEMURE, I., AUBIN, C. E., DANSEREAU, J. et LABELLE, H. (2002). Simulation of progressive deformities in adolescent idiopathic scoliosis using a biomechanical model integrating vertebral growth modulation. J Biomech Eng 124, 784-90.

115. VILLEMURE, I., AUBIN, C. E., GRIMARD, G., DANSEREAU, J. et LABELLE, H. (2001). Progression of vertebral and spinal three-dimensional deformities in adolescent idiopathic scoliosis: a longitudinal study. Spine 26, 2244-2250.

116. VITAL, J. M., BEGUIRISTAIN, J. L., ALGARA, C., VILLAS, C., LAVIGNOLLE, B., GRENIER, N. et SENEGAS, J. (1989). The neurocentral vertebral cartilage: anatomy, physiology and physiopathology. Surg Radiol Anat 11, 323-8.

117. WEINSTEIN, S. L. (2001). The Pediatric spine : principles and practice. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

118. WHITE, A. A. et PANJABI, M. M. (1990). Clinical biomechanics of the spine. Philadelphia: Lippincott.

119. WOOD, M. L., LESTER, G. E. et DAHNERS, L. E. (1998). Collagen fiber sliding during ligament growth and contracture. J Orthop Res 16 , 438-40.

120. WYNARSKY, G. T. et SCHULTZ, A. B. (1991). Optimization of skeletal configuration: studies of scoliosis correction biomechanics. J Biomech 24, 721-32.

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

122. XIONG, B. et SEVASTIK, J. A. (1998). A physiological approach to surgical treatment of progressive early idiopathic scoliosis. Eur Spine J 7, 505-8.

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

124. YAHIA, L. H., AUDET, J. et DROUIN, G. (1991). Rheological properties of the human lumbar spine ligaments. J Biomed Eng 13, 399-406.

125. YAMAZAKI, A., MASON, D. E. et CARO, P. A. (1998). Age of closure of the neurocentral cartilage in the thoracic spine. J Pediatr Orthop 18, 168-72.

ANNEXE I - Résultats complémentaires des simulations de l'effet immédiat

Les Figures I.1 à I.15 présentent les graphiques des modèles d'approximation des fonctions objectifs caractérisant les corrections géométriques globales et cosmétiques, puis le potentiel de correction à long terme (mécanique) construits pour les patients 2, 3, 4, 5 et 6, tels que décrits dans la section 3.3.

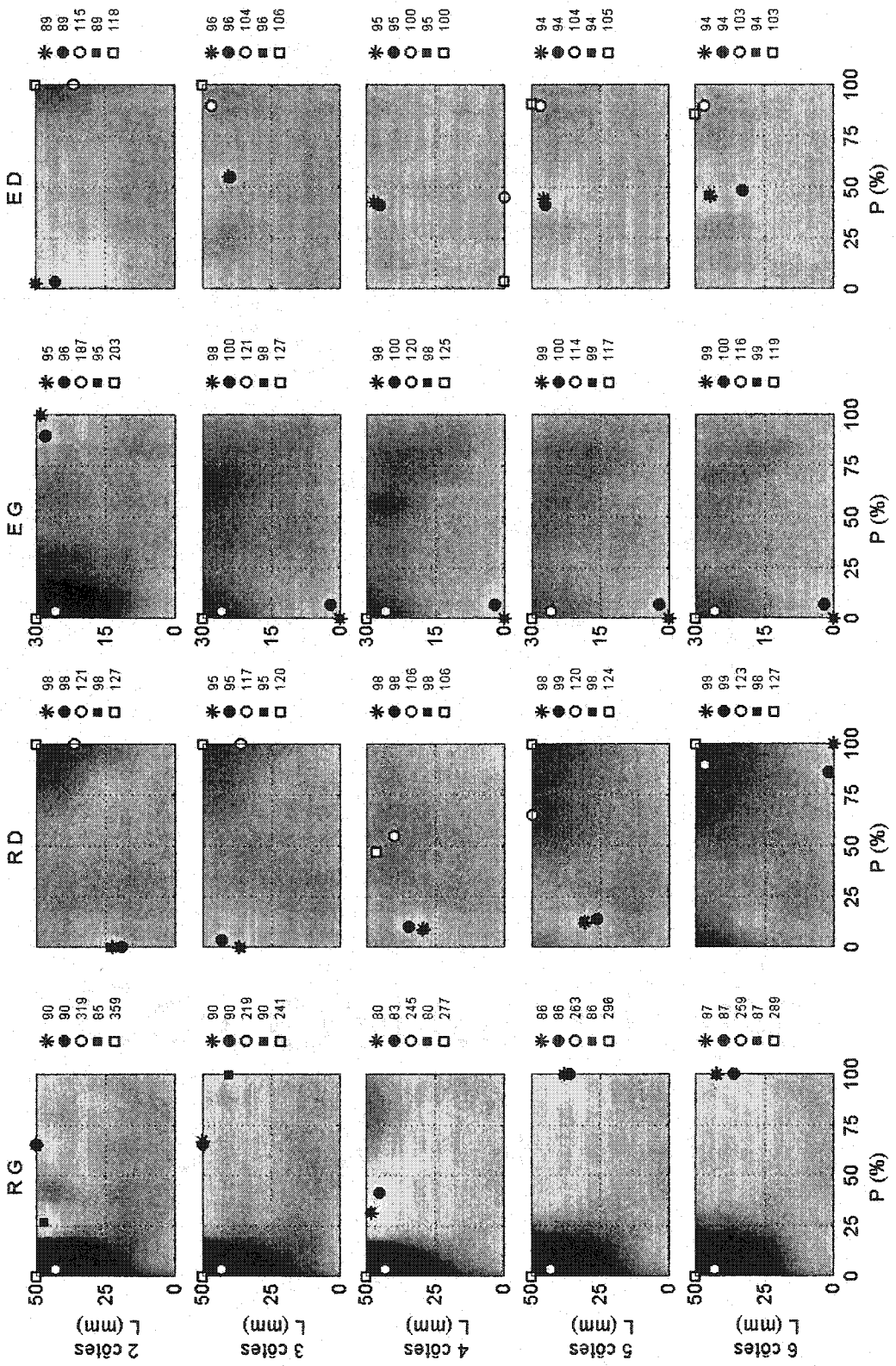


Figure I.1 : Modèle d'approximation : Patient 2 – Fonction objectif géométrique globale

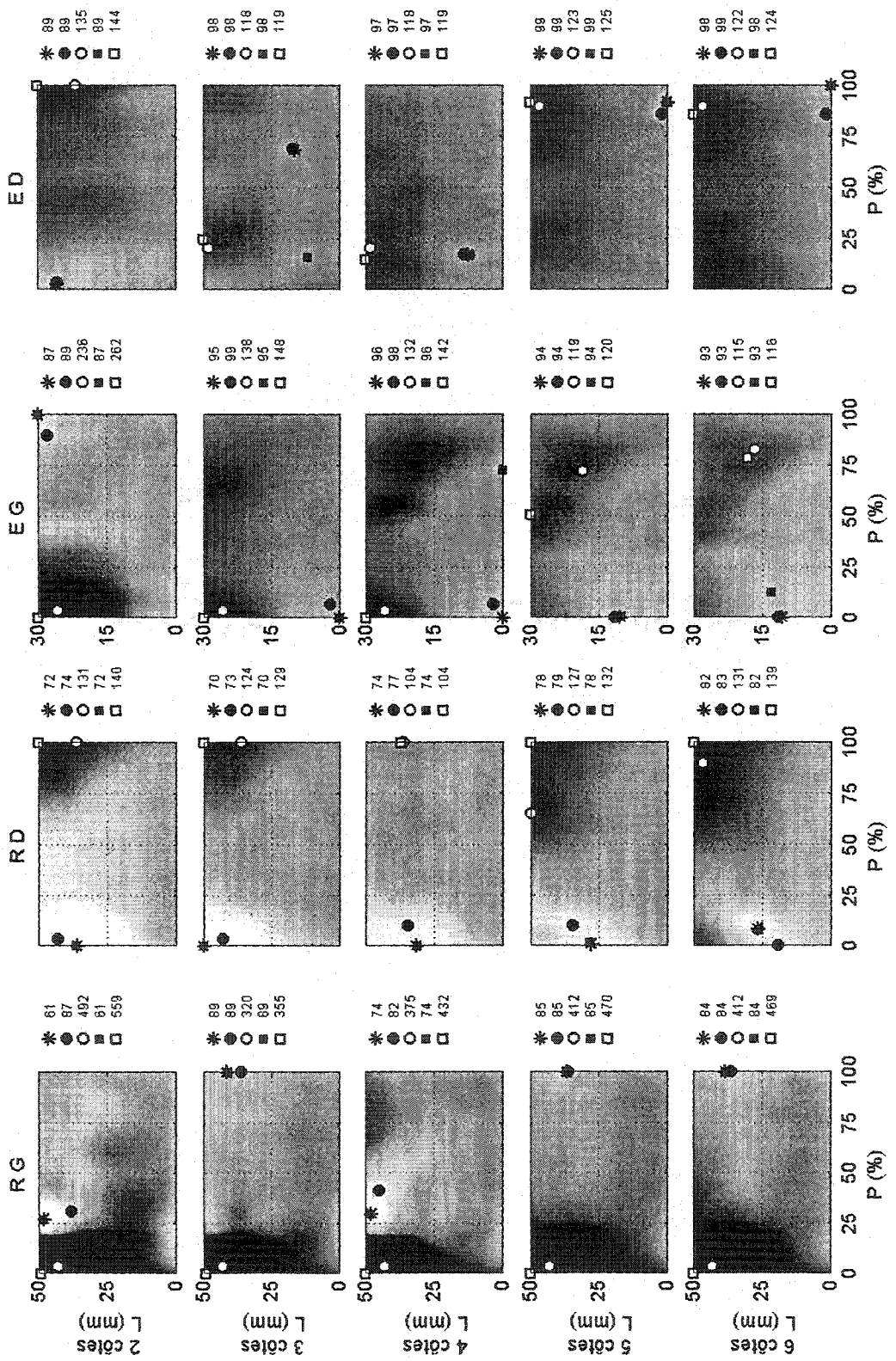


Figure I.2 : Modèle d'approximation : Patient 2 – Fonction objectif géométrique cosmétique

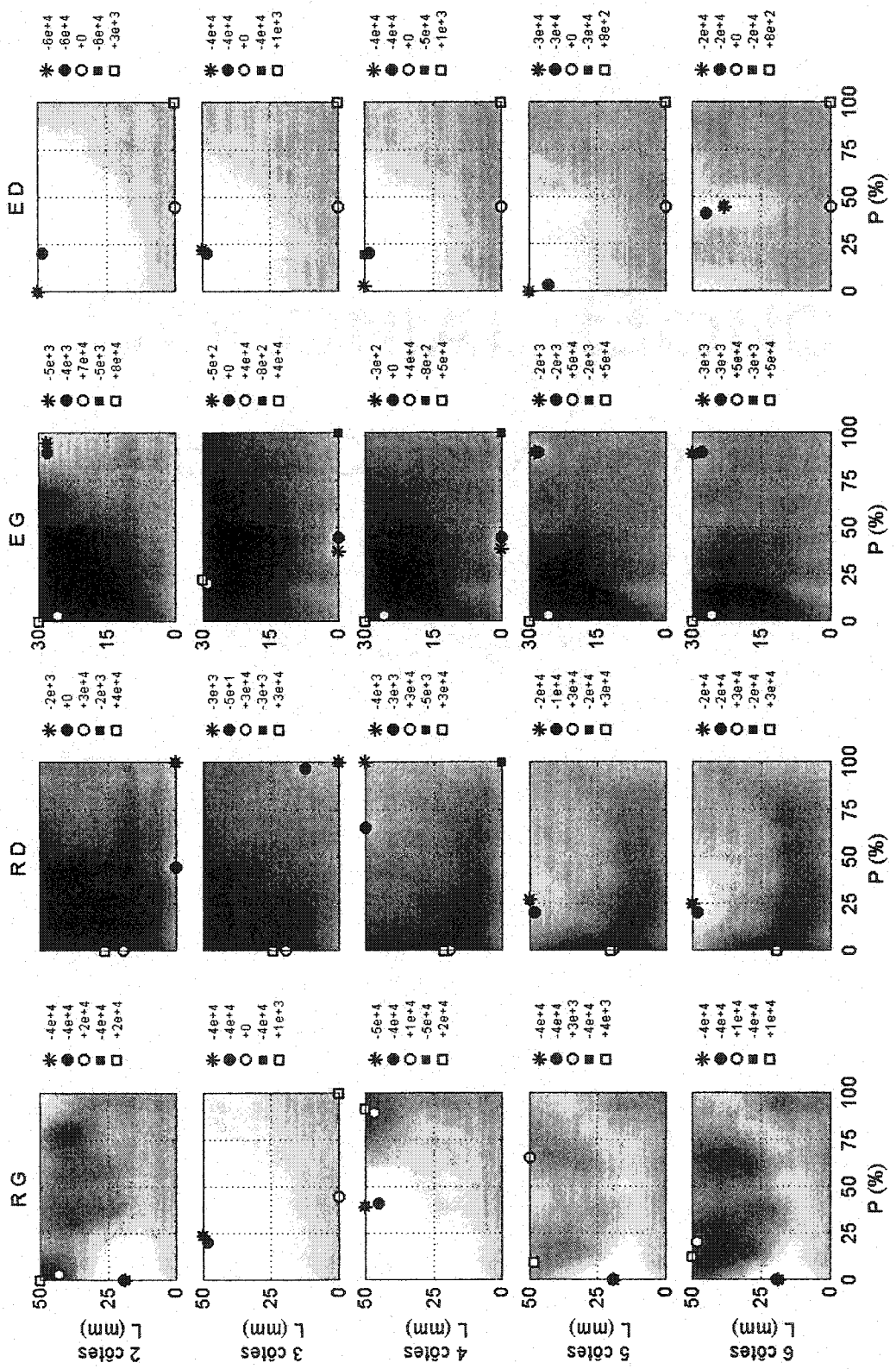


Figure I.3 : Modèle d'approximation : Patient 2 – Fonction objectif mécanique

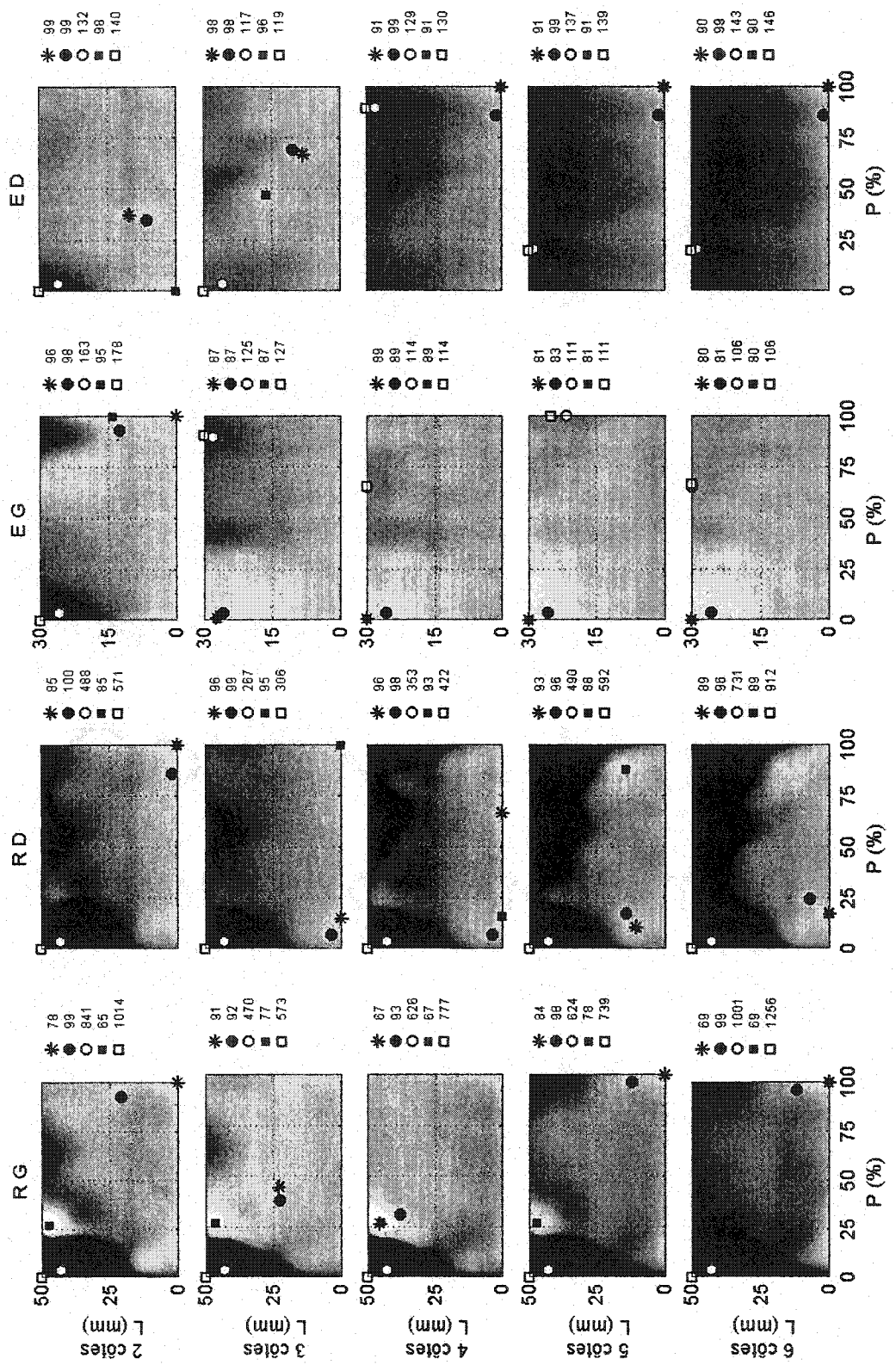


Figure I.4 : Modèle d'approximation : Patient 3 – Fonction objectif géométrique globale

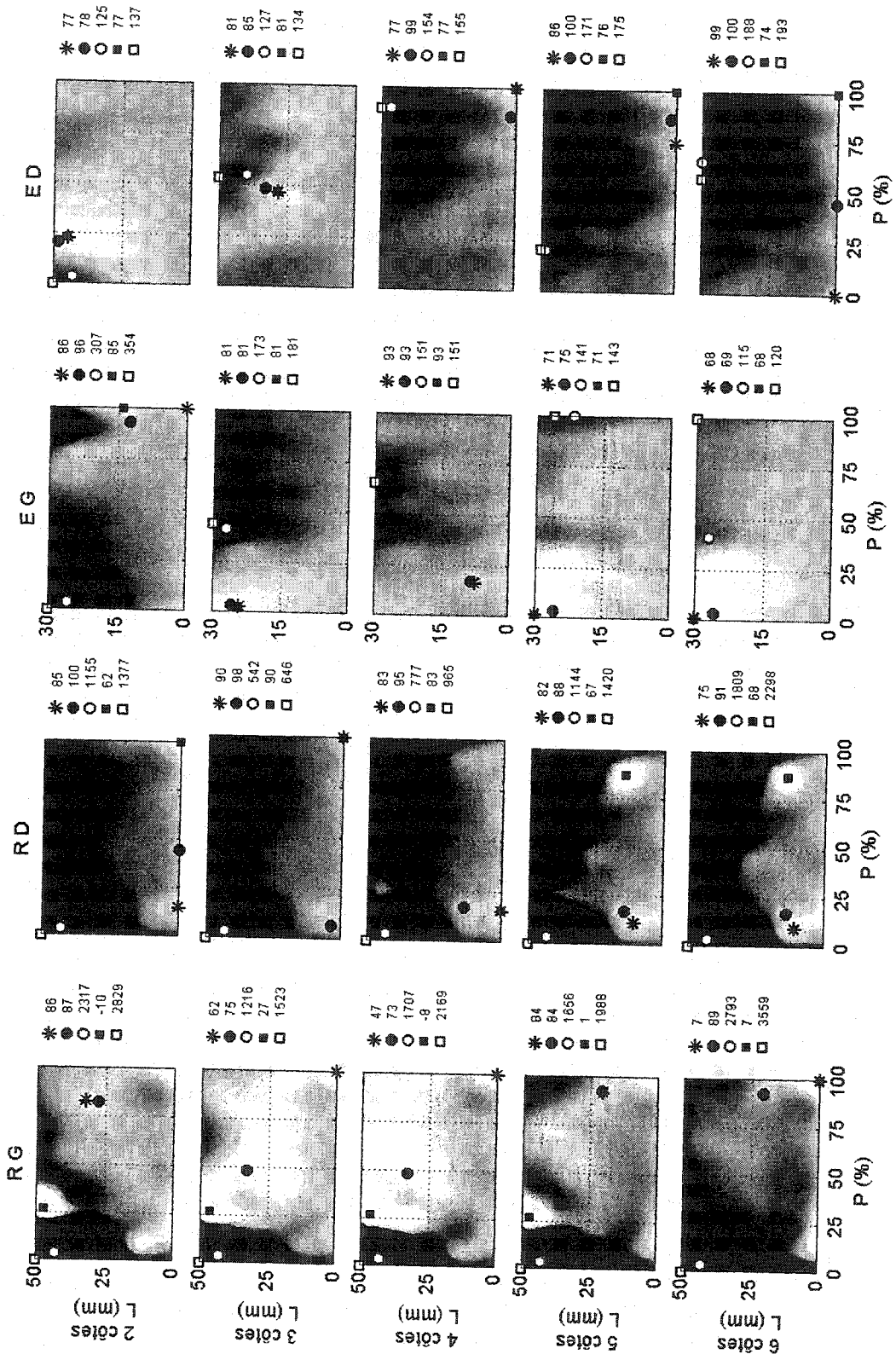


Figure I.5 : Modèle d'approximation : Patient 3 – Fonction objectif géométrique cosmétique

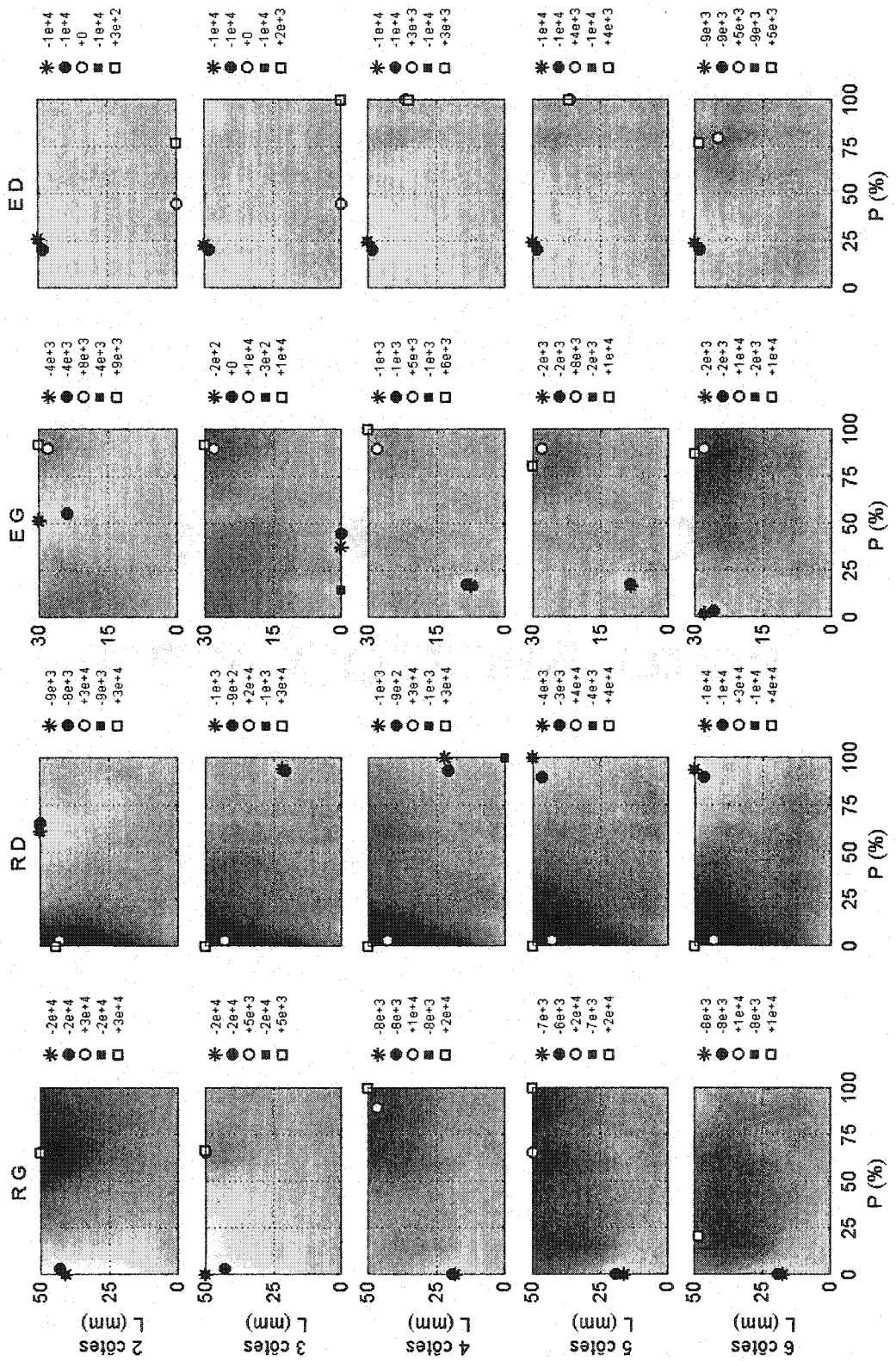


Figure I.6 : Modèle d'approximation : Patient 3 – Fonction objectif mécanique

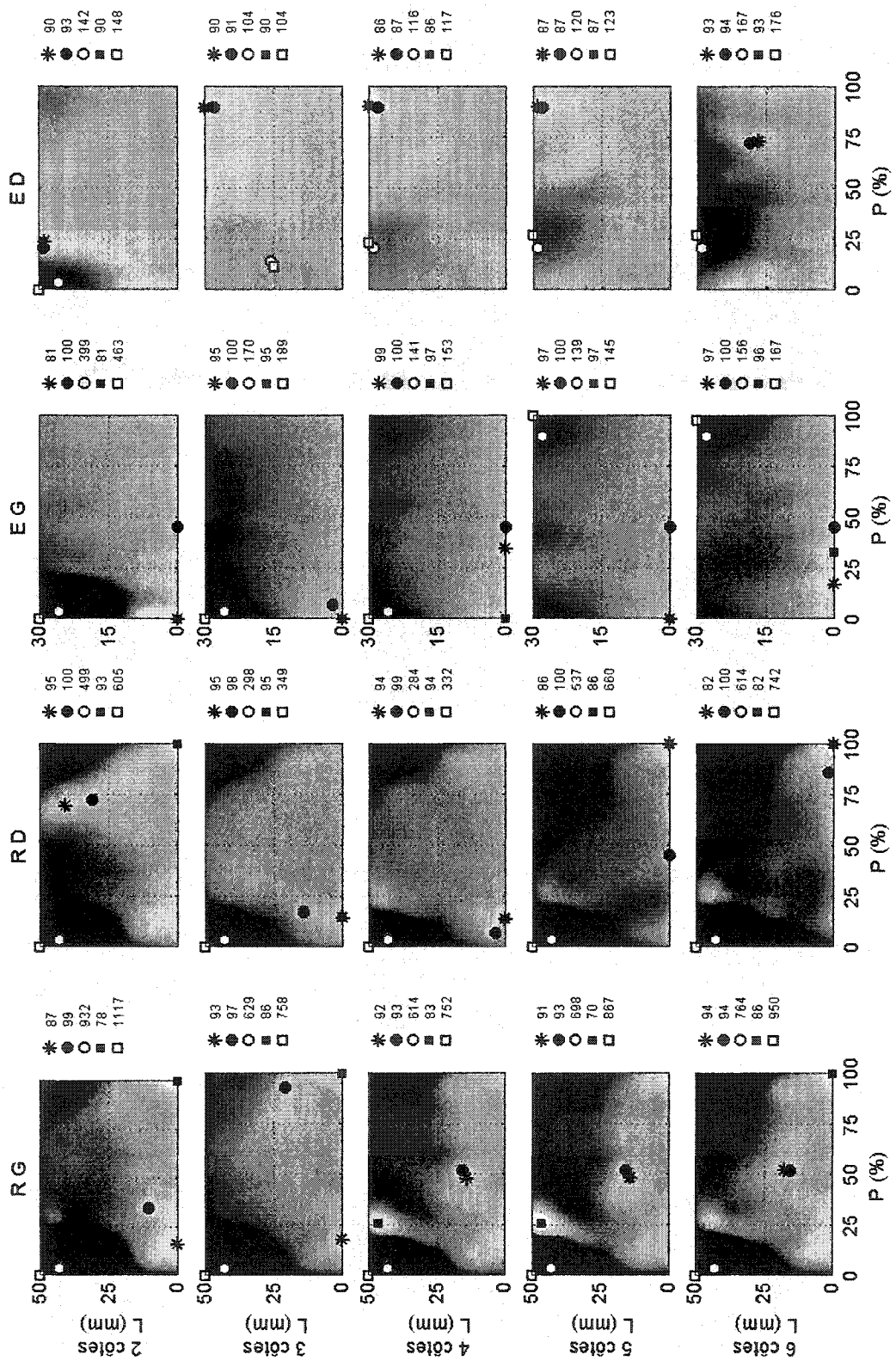


Figure I.7 : Modèle d'approximation : Patient 4 – Fonction objectif géométrique globale

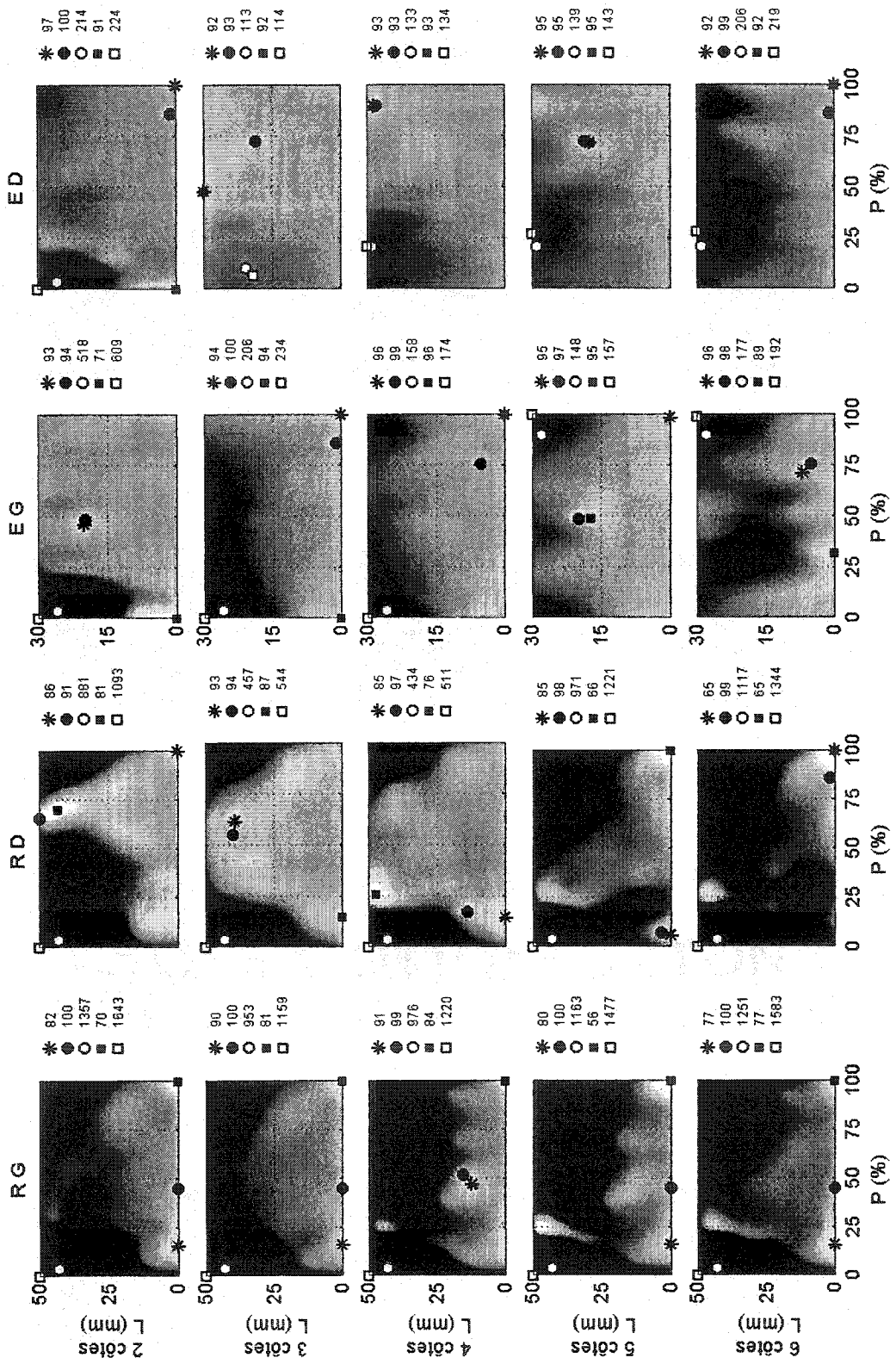


Figure I.8 : Modèle d'approximation : Patient 4 – Fonction objectif géométrique cosmétique

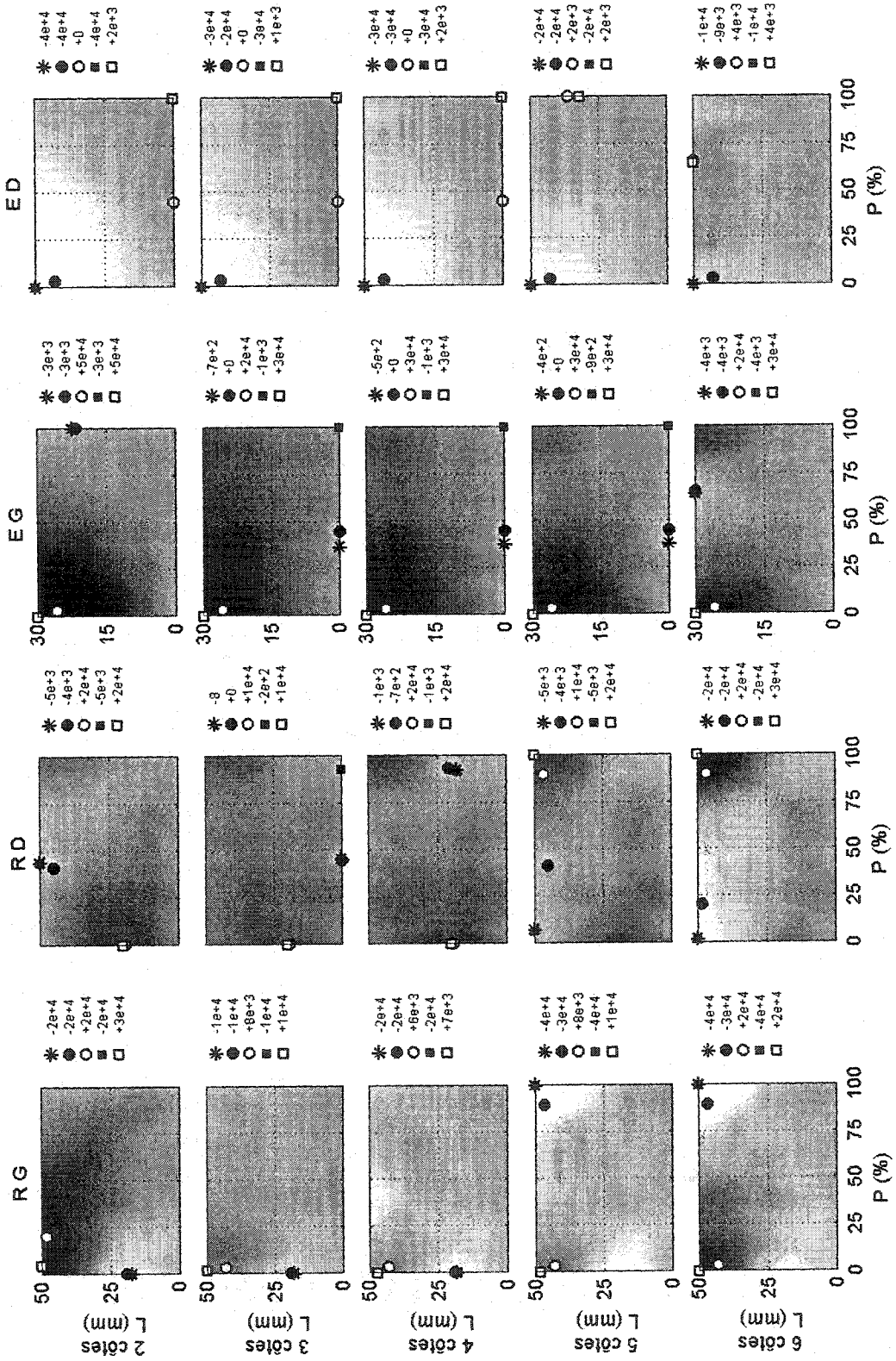


Figure I.9 : Modèle d'approximation : Patient 4 – Fonction objectif mécanique

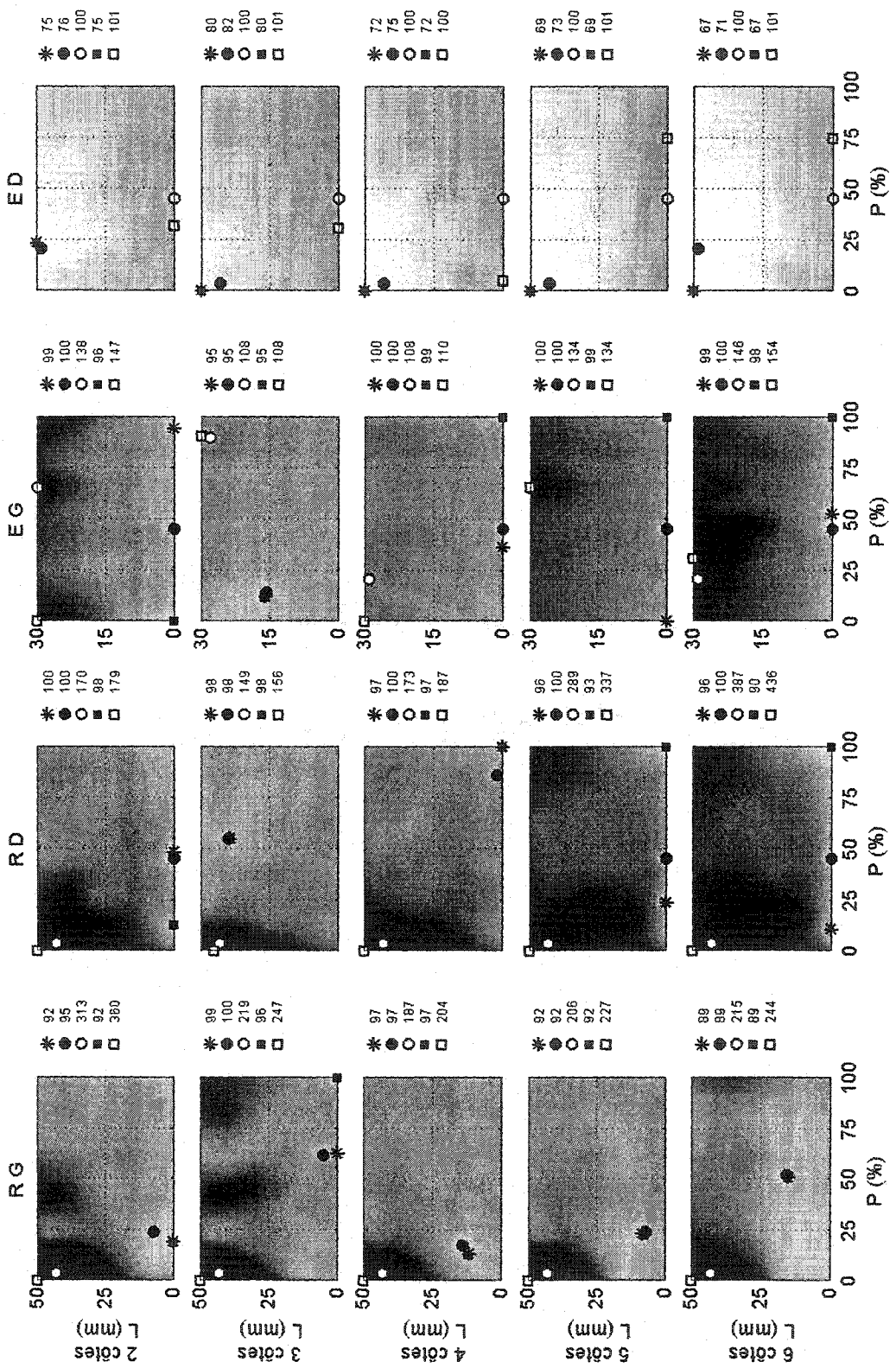


Figure I.10 : Modèle d'approximation : Patient 5 – Fonction objectif géométrique globale

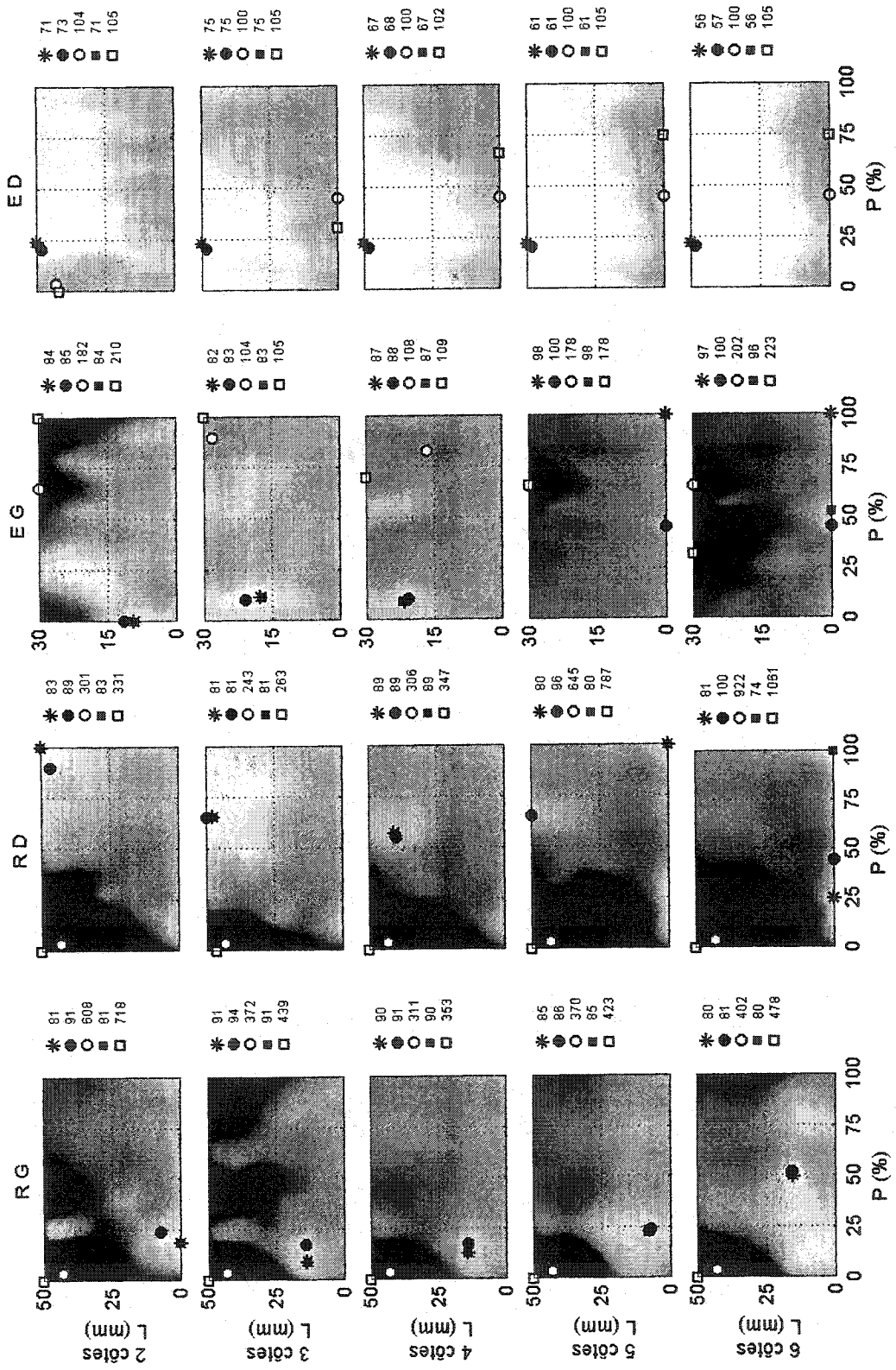


Figure I.11 : Modèle d'approximation : Patient 5 – Fonction objectif géométrique cosmétique

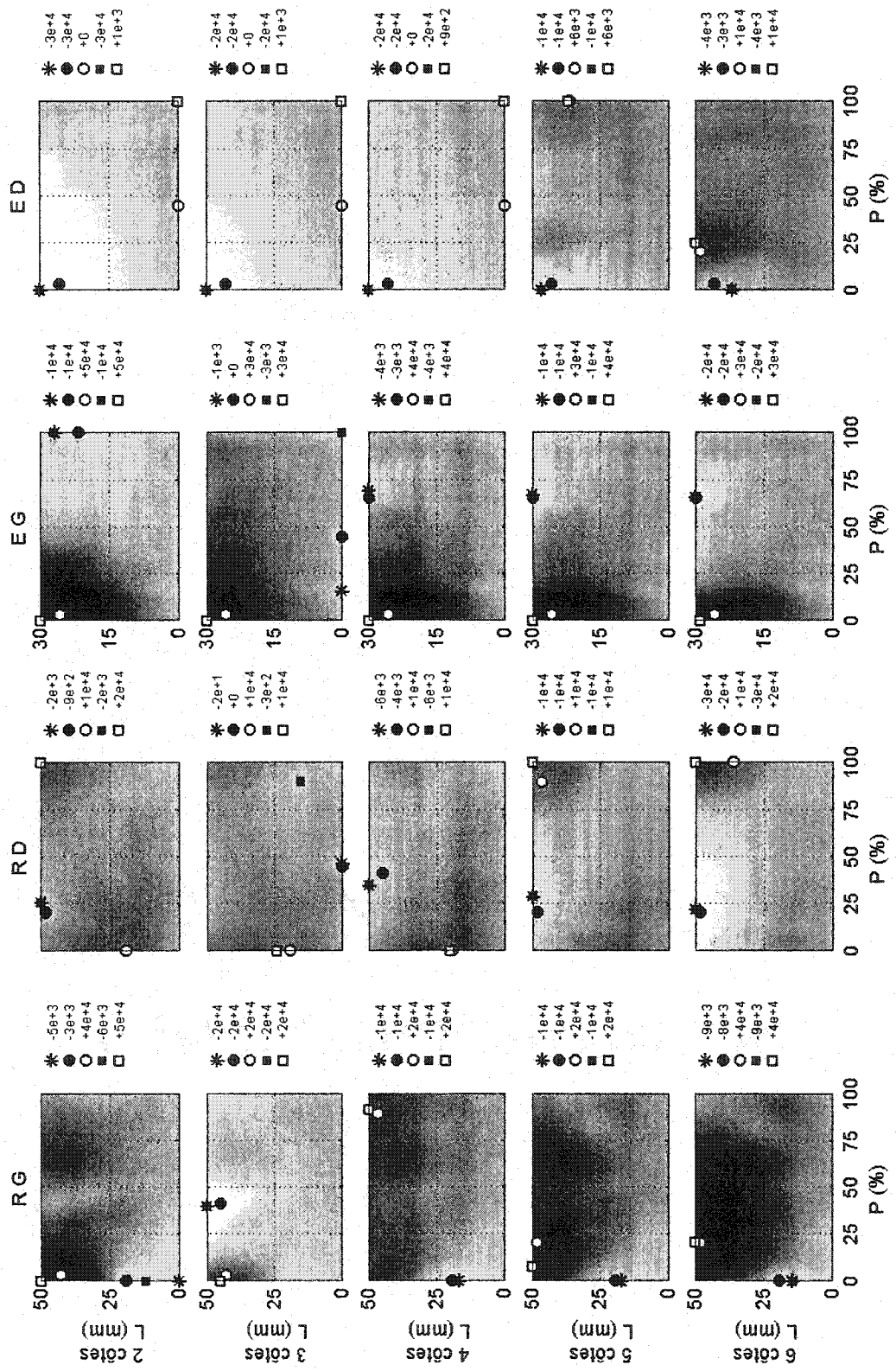


Figure I.12 : Modèle d'approximation : Patient 5 – Fonction objectif mécanique

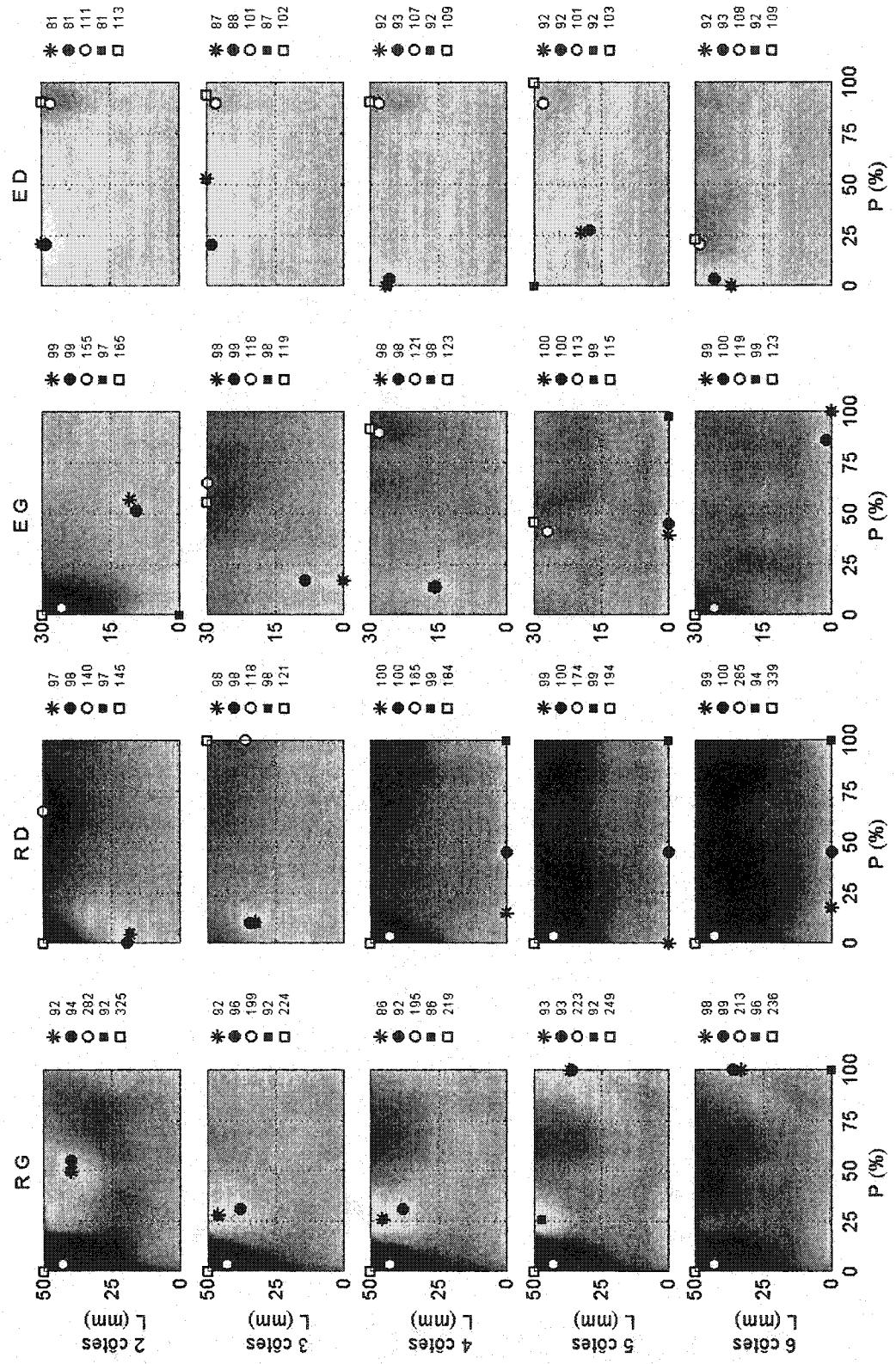


Figure I.13 : Modèle d'approximation : Patient 6 – Fonction objectif géométrique globale

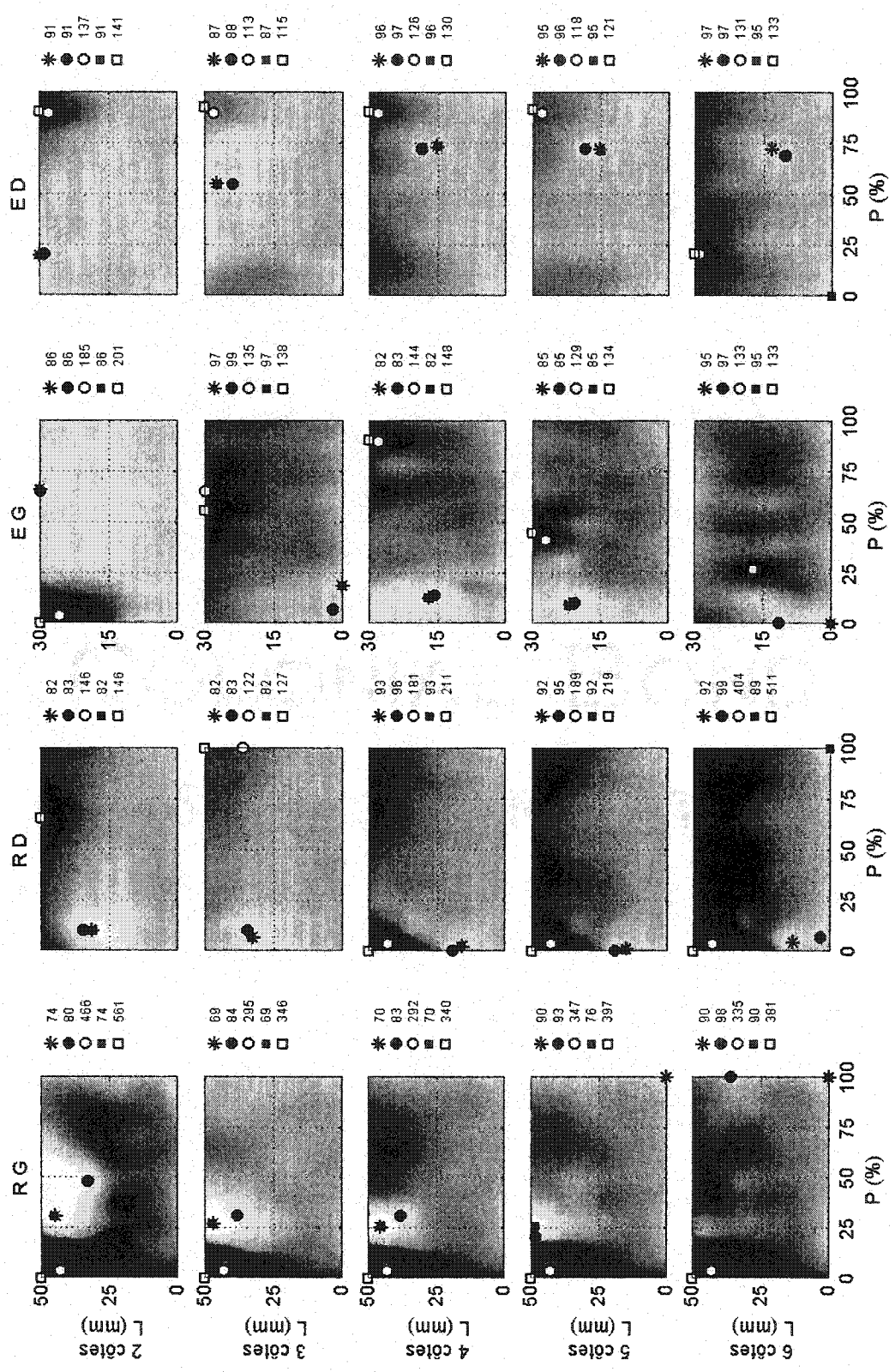


Figure I.14 : Modèle d'approximation : Patient 6 – Fonction objectif géométrique cosmétique

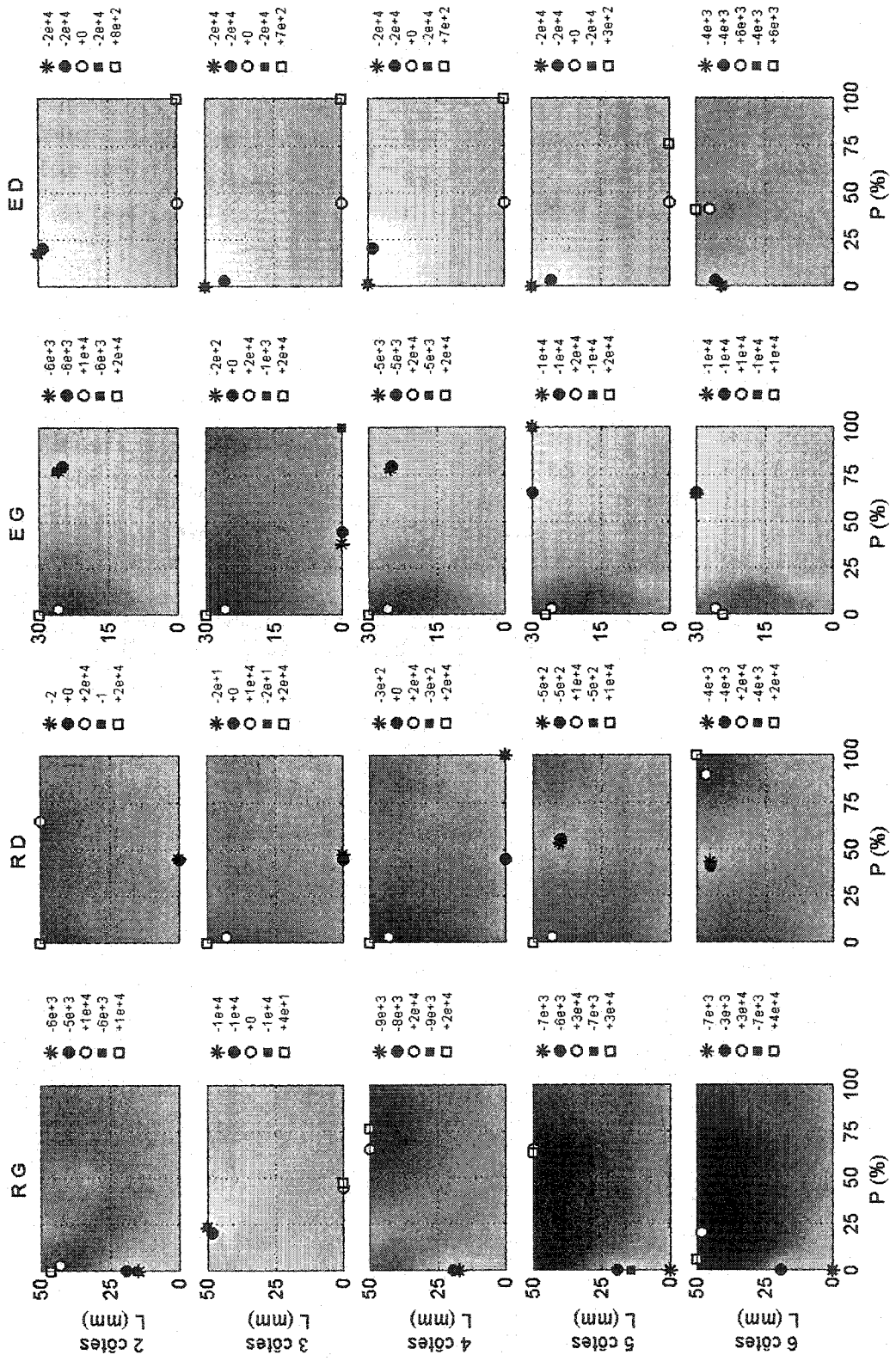


Figure I.15 : Modèle d'approximation : Patient 6 – Fonction objectif mécanique

ANNEXE II - Résultats complémentaires des simulations de l'effet à long terme

Pour la fonction objectif caractérisant les corrections géométriques globales, les paramètres optimaux qui ont été identifiés pour chacun des patients sont rappelés dans le Tableau II.1 (R, raccourcissement; E, élongation; G, gauche ou concavité; D, droite ou convexité). L'évolution des indices cliniques est présentée graphiquement dans les Figures II.1 à II.3.

	Patients					
	1	2	3	4	5	6
Type d'intervention	R	R	E	E	E	E
Emplacement p/r à la courbure	G	G	G	D	D	D
Nombre de côte	2	4	5	4	6	2
Position : *P* (%)	100	32	0	91	0	21
Longueur : *L* (*mm*)	49	48	30	30	30	30

Tableau II.1 : Paramètres optimaux identifiés pour la correction géométrique globale

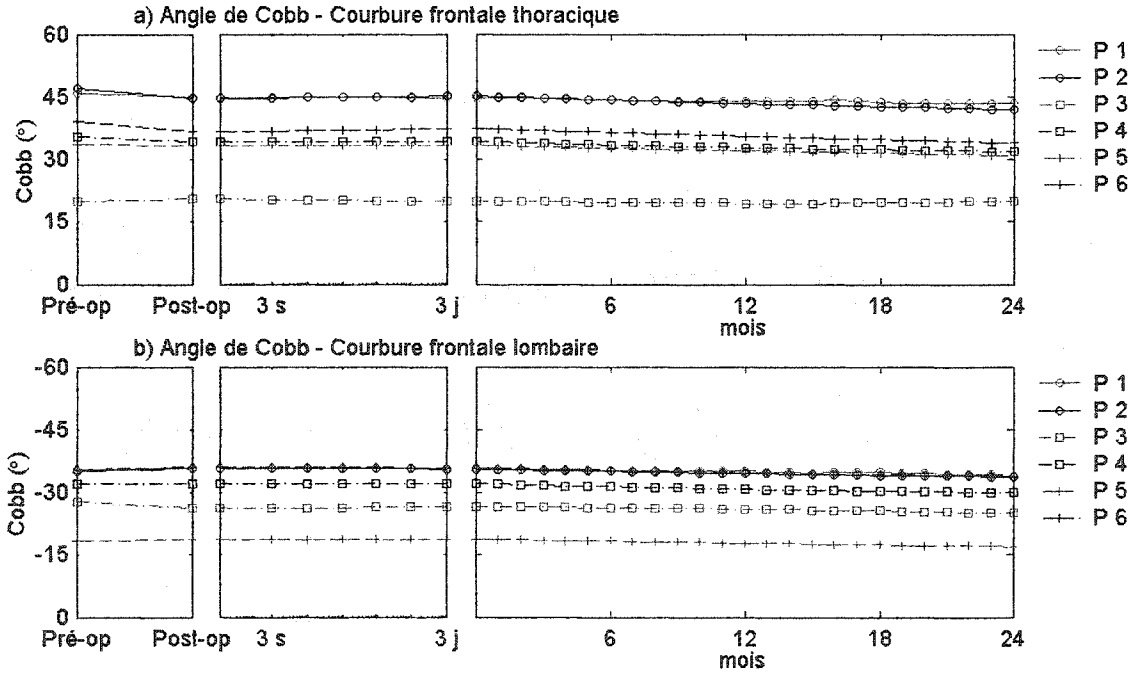


Figure II.1 : Simulations avec les paramètres optimaux pour la fonction objectif géométrique globale - Évolution de l'angle de Cobb des courbures projetées dans le plan frontal

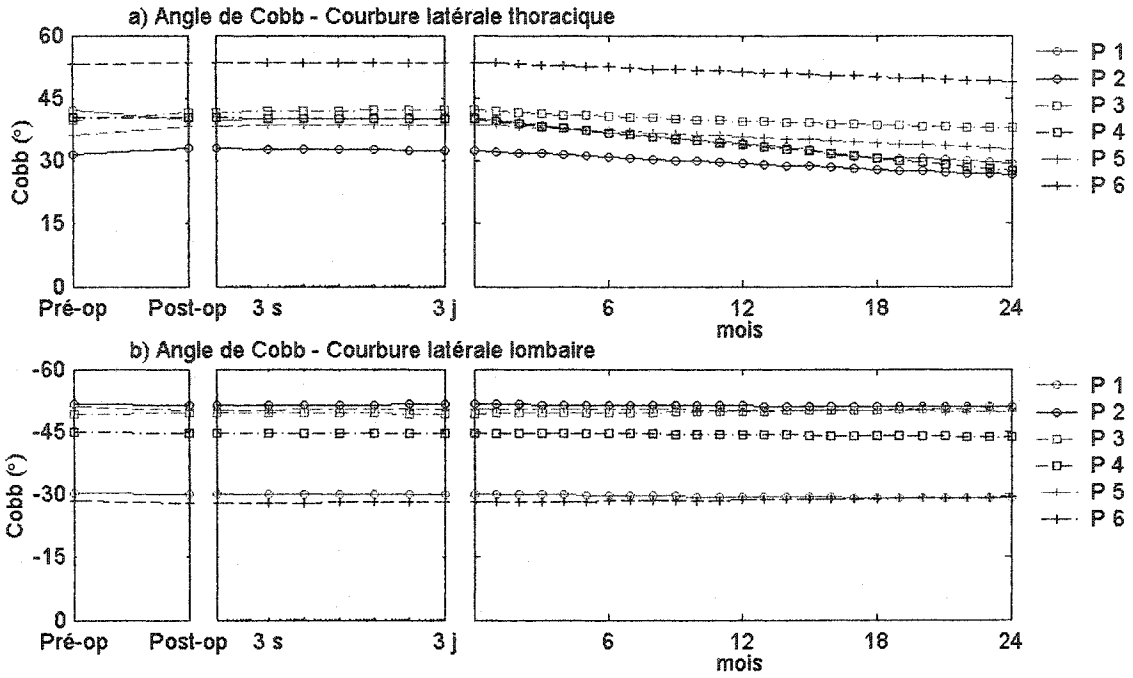


Figure II.2 : Simulations avec les paramètres optimaux pour la fonction objectif géométrique globale - Évolution de l'angle de Cobb des courbures projetées dans le plan latéral

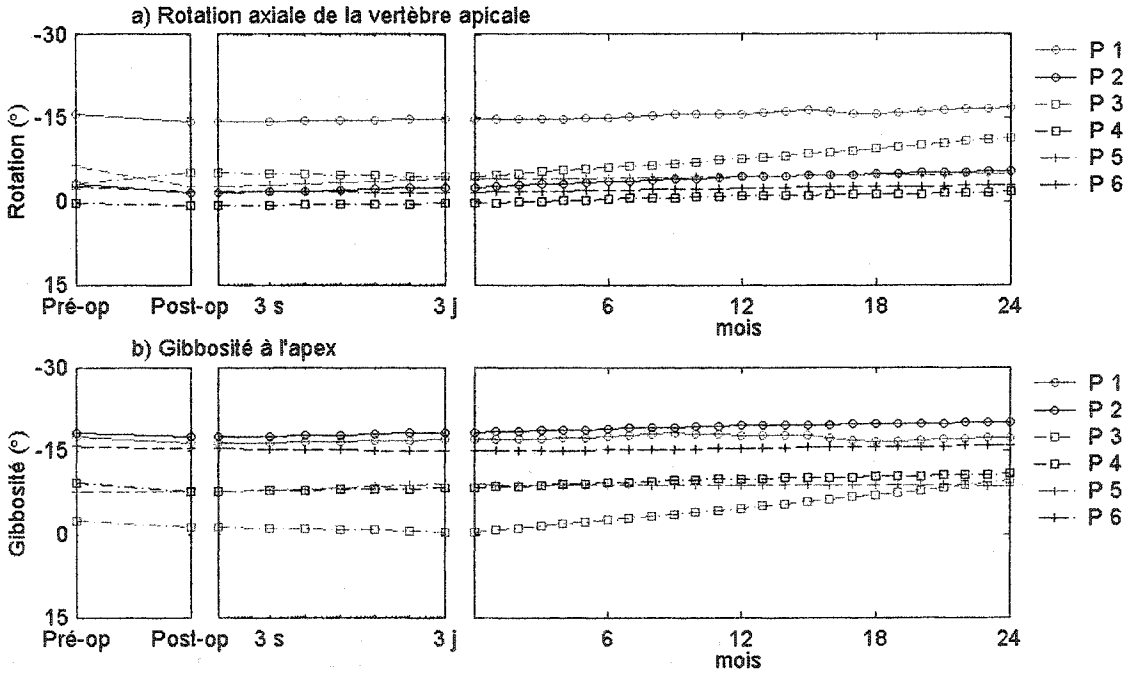


Figure II.3 : Simulations avec les paramètres optimaux pour la fonction objectif géométrique globale - Évolution de la rotation axiale et de la gibbosité apicales

Pour la fonction objectif caractérisant les corrections géométriques cosmétiques, les paramètres optimaux qui ont été identifiés pour chacun des patients sont rappelés dans le Tableau II.2 (R, raccourcissement; E, élongation; G, gauche ou concavité; D, droite ou convexité). L'évolution des indices cliniques est présentée graphiquement dans les Figures II.4 à II.6.

	Patients					
	1	2	3	4	5	6
Type d'intervention	R	R	E	E	E	E
Emplacement p/r à la courbure	D	D	G	D	D	G
Nombre de côte	2	2	6	4	6	4
Position : P (%)	10	0	1	90	22	13
Longueur : L (*mm*)	35	36	30	28	30	17

Tableau II.2 : Paramètres optimaux identifiés pour la correction géométrique cosmétique

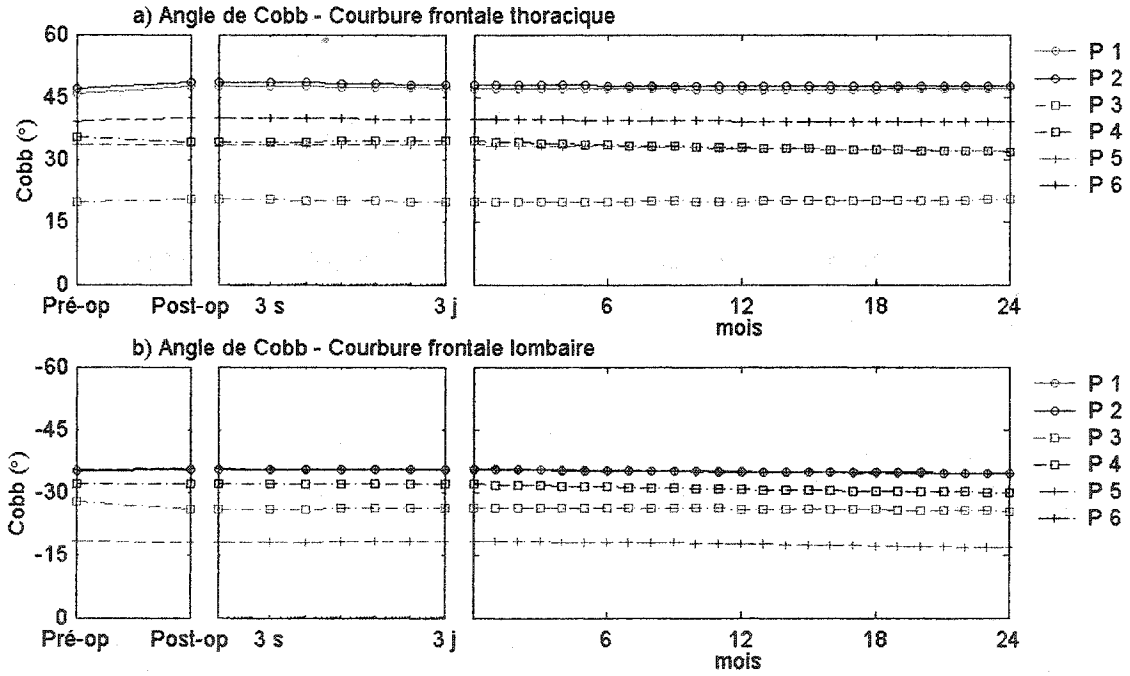


Figure II.4 : Simulations avec les paramètres optimaux pour la fonction objectif géométrique cosmétique - Évolution de l'angle de Cobb des courbures projetées dans le plan frontal

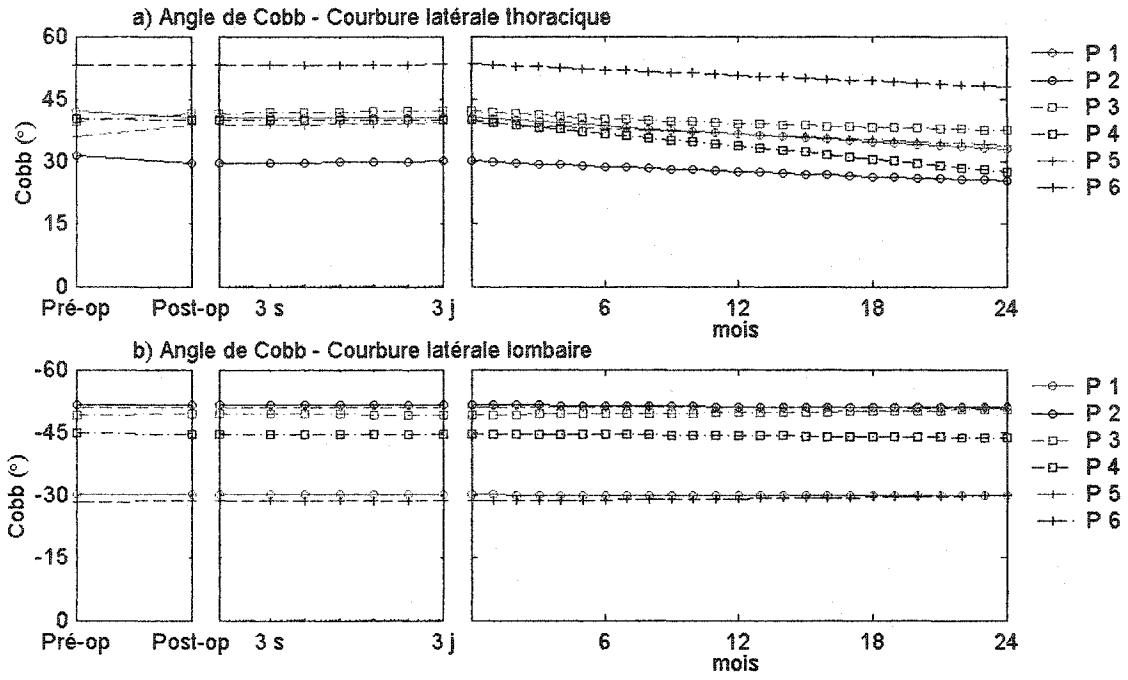


Figure II.5 : Simulations avec les paramètres optimaux pour la fonction objectif géométrique cosmétique - Évolution de l'angle de Cobb des courbures projetées dans le plan latéral

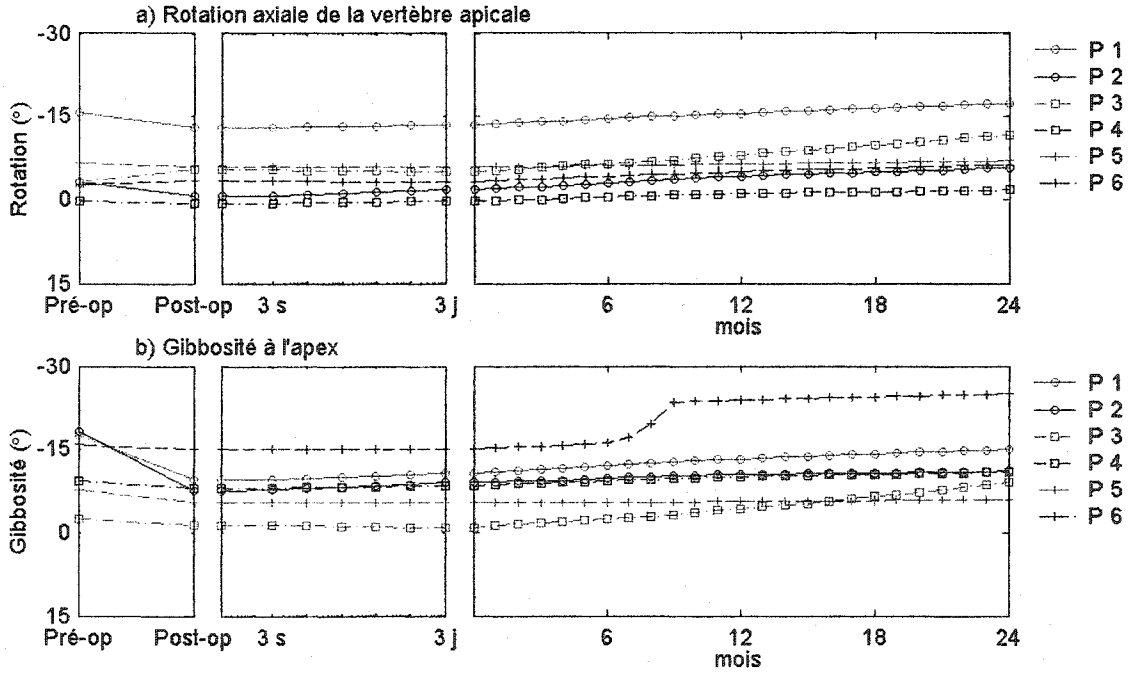


Figure II.6 : Simulations avec les paramètres optimaux pour la fonction objectif géométrique cosmétique - Évolution de la rotation axiale et de la gibbosité apicales

ANNEXE III – Étude sur les taux de croissance des côtes

Il existe peu de données dans la littérature sur la croissance en longueur des côtes (section 1.2.6). Dans le but déterminer leur taux de croissance et la répartition de cette croissance entre leurs extrémités antérieure et postérieure, une étude de sensibilité a été réalisée. Le modèle par éléments finis du tronc d'un sujet sain a été utilisé (Figure III.1).

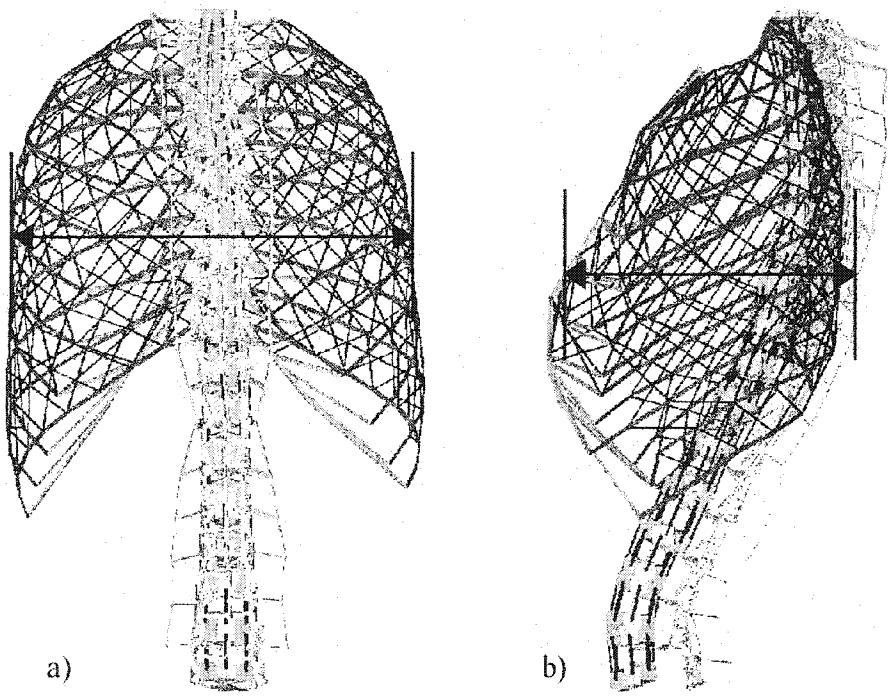


Figure III.1 : Modèle par éléments finis du tronc du patient sain avec les mesures : a) du diamètre transverse, et b) du diamètre antéropostérieur

Il a été supposé que la croissance en longueur d'une côte correspondait à la moitié du changement de périmètre thoracique reporté par Diméglio & Bonnel (1990), soit 14 mm/an, et que ce taux de croissance était le même pour l'ensemble des côtes. Il a été supposé que la croissance antérieure de la côte s'effectuait à l'emplacement correspondant à l'élément de côte précédent le cartilage costo-chondral dans le modèle, puis que la croissance postérieure s'effectuait à l'emplacement correspondant à l'élément de côte latéral au joint costo-transverse. La croissance des côtes a été simulée en appliquant des charges thermiques sur les éléments mentionnés. Les charges

thermiques étaient calculées de façon à produire un allongement de l'élément correspondant à son taux de croissance (proportion du taux de croissance total). Les simulations ont été effectuées de façon itérative sur une période d'un an avec des incréments mensuels. Après chaque étape de simulation, le modèle était mis à jour. Les mesures initiale et finale des diamètres antéropostérieur (ϕ_{AP}) et transverse (ϕ_T) ont permis de calculer des changements annuels de diamètre ($\Delta\phi_{AP}$, $\Delta\phi_T$) et le rapport entre les changements de diamètres antéropostérieur et transverse ($\Delta\phi_{AP}/\Delta\phi_T$).

Le Tableau III.1 présente les différentes combinaisons de répartition testées avec le modèle, puis les données calculées. Une comparaison des résultats obtenus aux données de Diméglio & Bonnel (1990) a mené au choix de la répartition suivante : 76 % à l'extrémité antérieure et 24% à l'extrémité postérieure. Ceci est consistant avec une étude effectuée chez les porcs selon laquelle la croissance postérieure correspond à 25% de la croissance antérieure (Snellman, 1973). La Figure III.2 présente le modèle initial, puis le modèle final après la simulation de la croissance des côtes sur une période d'un an avec la répartition sélectionnée.

		$\Delta\phi_{AP}$ (mm)	$\Delta\phi_T$ (mm)	$\frac{\Delta\phi_{AP}}{\Delta\phi_T}$
Diméglio & Bonnel (1990)				
Garçons		7,3	8,4	0,87
Filles		4,1	5,5	0,75
Répartition simulée (%)				
Extrémité antérieure	Extrémité postérieure			
85	15	9,31	7,74	1,20
80	20	8,12	8,20	0,99
77,5	22,5	7,52	8,44	0,89
76	24	7,17	8,57	0,84
75	25	6,92	8,66	0,80
70	30	5,72	9,22	0,62

Tableau III.1 : Changements annuels de diamètres reportés et mesurés pour des simulations avec une répartition différente de la croissance

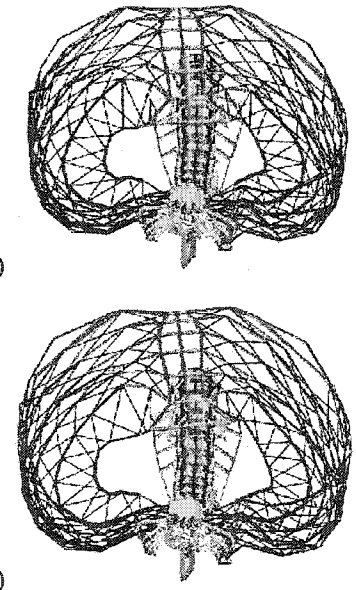


Figure III.2 : Croissance simulée de la cage thoracique, vue apicale : a) initiale, b) après 1 an