



Titre: Optimisation du traitement de la scoliose par corsets
Title:

Auteur: Denis Gignac
Author:

Date: 1998

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Gignac, D. (1998). Optimisation du traitement de la scoliose par corsets [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie.
Citation: <https://publications.polymtl.ca/6901/>

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

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/6901/>
PolyPublie URL:

Directeurs de recherche: Carl-Éric Aubin, & Jean Dansereau
Advisors:

Programme: Non spécifié
Program:

NOTE TO USERS

This reproduction is the best copy available.

UMI

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

OPTIMISATION DU TRAITEMENT
DE LA SCOLIOSE PAR CORSETS

DENIS GIGNAC

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

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

DÉCEMBRE 1998



National Library
of Canada

Acquisitions and
Bibliographic Services

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque nationale
du Canada

Acquisitions et
services bibliographiques

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

Our file Notre référence

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

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

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

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

0-612-38682-1

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

OPTIMISATION DU TRAITEMENT
DE LA SCOLIOSE PAR CORSETS

présenté par : GIGNAC Denis

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

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

M. VINET Robert, D.Sc.A., président

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

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

M. D'AMATO Charles, MD., membre

*À Louise, pour son positivisme et
ses encouragements constants...*

REMERCIEMENTS

Premièrement, je voudrais remercier mon directeur de recherche, Carl-Éric Aubin, ainsi que mon codirecteur Jean Dansereau, qui m'ont encadré tout au long de ma maîtrise. Leurs commentaires et suggestions m'ont grandement aidé à réaliser ce projet et leur enthousiasme m'a particulièrement été bénéfique lors des périodes difficiles.

J'aimerais aussi remercier les personnes du Laboratoire Informatique de la Scoliose 3D (LIS-3D), ainsi que tout le personnel du centre de recherche de l'hôpital Sainte-Justine, tout particulièrement le Docteur Hubert Labelle qui m'a aidé à comprendre le côté clinique de la scoliose, ainsi qu'Yvan Petit qui, par son expérience informatique et scientifique, m'a aidé à mener à terme mes recherches. Je voudrais aussi remercier tout particulièrement Martin-Guy Durand et Maxime Roy pour leur précieux travail de numérisation des patients inclus dans mes études. De plus, plusieurs étudiants, entre autres François Poulin et Marie Beauséjour, ont contribué au succès de mes recherches, en aidant à résoudre les problèmes rencontrés quotidiennement.

J'aimerais aussi remercier les professeurs Wafa Skalli et François Lavaste, le thésard Pol Leborgne, ainsi que la secrétaire Isabelle Murer du Laboratoire de Biomécanique de l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers de Paris, pour leur aide et support lors de mon stage à Paris.

Ma maîtrise a été financée par une bourse d'études supérieures du Conseil de Recherches en Sciences Naturelles et en Génie du Canada (C.R.S.N.G.), et mon stage à Paris a été subventionné par le Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Science du Québec (M.E.S.S.).

Finalement, je voudrais aussi remercier ma famille et mes amis qui m'ont supporté et encouragé lors de ces deux dernières années, tout particulièrement ma conjointe Louise Boissonneault, qui a toujours été présente dans les moments difficiles.

RÉSUMÉ

La scoliose est une maladie qui génère des déformations complexes de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. En Amérique du Nord, le traitement non chirurgical le plus utilisé est l'orthèse thoraco-lombo-sacrée. Bien qu'elles corrigent significativement les courbures dans le plan frontal, les orthèses ont des effets adverses dans les plans sagittal et transverse. En particulier, les corsets ont tendance à diminuer les courbes sagittales normales du rachis, ont un effet limité sur la rotation axiale vertébrale, ainsi que sur la gibbosité et ont tendance à faire tourner les plans de déformation maximale vers le plan coronal. Des études utilisant un modèle biomécanique par éléments finis ont été effectuées afin de chercher de nouvelles mises en charge du tronc, améliorant les courbures frontales du rachis tout en ayant un effet positif sur les autres aspects de la déformation.

L'objectif de ce projet est de développer une approche d'optimisation de la correction de la déformation scoliotique en utilisant un modèle biomécanique par éléments finis de la colonne vertébrale et de la cage thoracique, personnalisé à la géométrie de patients scoliotiques.

La géométrie du modèle biomécanique est obtenue en utilisant une technique de reconstruction tridimensionnelle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique développée à l'hôpital Sainte-Justine et à l'École Polytechnique de Montréal. Des repères

anatomiques sont numérisés sur des radiographies multi vues et reconstruits en 3D. Le modèle biomécanique par éléments finis est ensuite généré en utilisant l'information géométrique personnalisée à chaque patient. Vingt patients ont été sélectionnés pour cette étude. Ils présentaient des courbures thoracique droite-lombaire gauche avec des angles de Cobb moyens de 32 ± 6 et 34 ± 7 degrés, respectivement pour les courbes thoracique et lombaire. Ce modèle a été introduit dans un processus itératif d'optimisation développé afin de trouver la mise en charge optimale du tronc pour corriger en 3D les déformations scoliotiques. À chaque itération, des forces ont été appliquées sur le tronc et une fonction objective a été calculée en utilisant la géométrie résultante. La fonction objective qui a été minimisée inclut des termes descripteurs de la déformation 3D de la scoliose, notamment la gibbosité et la position des vertèbres par rapport à une colonne normale dans les plans frontal et sagittal. Divers indices ont été calculés sur la géométrie finale simulée du modèle biomécanique et comparés aux indices du patient au début de son traitement (sans son corset), ainsi qu'avec son corset de Boston. De plus, des études de sensibilité réalisées sur les paramètres de l'optimisation ont permis de connaître ceux ayant le plus d'influence sur la correction du rachis et d'analyser le comportement de la méthode d'optimisation.

La méthode d'optimisation développée dans cette étude a corrigé le tronc scoliotique en réduisant la fonction objective de plus de 50% en moyenne, avec une réduction des descripteurs opérant principalement au niveau de la courbure thoracique, des courbes sagittales et de la gibbosité. La réduction des descripteurs s'est traduite par la correction

des déformations scoliotiques démontrée par la réduction de certains indices cliniques. Généralement, les angles de Cobb dans les plans frontal et sagittal ainsi que la gibbosité ont été améliorés. Les résultats obtenus démontrent ainsi la faisabilité d'utiliser un modèle biomécanique par éléments finis pour analyser de nouvelles mises en charge du tronc pour la correction de la scoliose. Cette méthode d'optimisation permet de personnaliser le traitement à la géométrie unique de chaque patient. Certains paramètres, tels que la pondération des termes de la fonction objective, les critères d'arrêt et les limites des descripteurs peuvent être modifiés afin de spécifier l'emphase sur certains aspects de la correction. Le modèle utilisé comporte des limitations qui doivent être considérées dans l'interprétation des résultats, notamment au niveau des conditions limites et des propriétés mécaniques spécifiques à chaque sujet.

Enfin, cette approche pourra être utilisée afin d'aider les médecins et orthésistes à déterminer les meilleurs endroits pour l'application des forces sur le tronc. À long terme, ces études permettront d'aider à la conception de nouvelles orthèses plus efficaces biomécaniquement et d'améliorer les traitements orthotiques de la scoliose.

ABSTRACT

Scoliosis causes complex deformations of the spine and the rib cage. Bracing is the most prescribed non-surgical treatment for scoliosis in North America. Although bracing is beneficial in the frontal plane, it also has adverse effects in the sagittal and transverse planes. Braces tend to reduce normal spinal sagittal curvatures, have limited effect on axial vertebral rotation and rib hump, and tend to rotate the planes of maximum deformities towards the coronal plane. Previous studies have been performed using a biomechanical finite element model in order to study new trunk loading patterns to improve frontal curves, as well as having a positive effect on the other aspects of the deformity.

The objective of this project is to develop an optimization approach to correct the scoliotic deformity using a finite element model of the spine and the rib cage, personalized to the geometry of scoliotic patients.

The model's initial geometry is obtained using a 3D reconstruction technique of the spine and rib cage developed at Sainte-Justine's Hospital and École Polytechnique of Montréal. Anatomical landmarks are digitized on multi-view radiographs and reconstructed in 3D. The biomechanical finite element model is then generated using the personalized geometry of each patient. Twenty patients were selected for this study. They had right thoracic and left lumbar curvatures with respective Cobb angles of 32 ± 6 and 34 ± 7

degrees. This model was introduced into an iterative optimization process to determine the optimal loading pattern of the trunk to correct in 3D the scoliotic deformities. Forces were applied on the trunk at each iteration and an objective function is computed using the resulting geometry. The objective function, which was minimized includes terms describing the 3D aspects of the scoliotic deformity: the rib hump and the frontal and sagittal distances of the vertebrae with respect to a normal spine. Various indices were calculated on the final geometry of the biomechanical model, and compared with the patient's geometry with and without his Boston brace. Moreover, sensitivity studies were also performed on optimization parameters to know which one has the most influence on the correction of the trunk and to analyse the behaviour of the optimization method.

The optimization procedure corrected the scoliotic trunk by reducing the objective function by more than 50% in average, with an associated reduction of the descriptors occurring mainly on the frontal thoracic curve, the sagittal curves and the rib hump. This reduction of the descriptors also produced a correction of scoliotic deformities shown by an improvement of the clinical indices. Results show the feasibility of using a biomechanical finite element model to study new scoliosis treatment approaches. This optimization method can personalize the treatment to each patient's unique geometry. Optimization parameters, such as the weights of the objective function or the convergence conditions can be modified in order to emphasize certain aspects of the correction. However, limitations of the model have to be considered in the interpretation of the

results, such as the limits caused by the boundary conditions and the mechanical properties specific to each individual.

Finally, this optimization approach can help physicians and orthotists determine the best emplacement to apply forces on the trunk. In the long term, these studies will help to design new, more effective braces and improve orthotic treatment of scoliosis.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE.....	iv
REMERCIEMENTS	v
RÉSUMÉ.....	vii
ABSTRACT	x
TABLE DES MATIÈRES	xiii
LISTE DES TABLEAUX	xvi
LISTE DES FIGURES	xviii
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	xxi
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE I.....	3
1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du tronc	3
1.2 Biomécanique des déformations scoliotiques	11
1.3 Méthodes d'évaluation de la scoliose.....	15
1.3.1 Approches utilisées en clinique.....	15
1.3.2 Approches d'évaluation 3D.....	18
1.4 Traitements de la scoliose	21
1.4.1 Traitement par orthèses	21
1.4.2 Traitement chirurgicaux	30
1.5 Modélisation du rachis	30

1.5.1	Description des modèles et de leurs utilisations pour le traitement de la scoliose	32
1.5.2	Discussion et analyse critique des articles de modélisation du rachis.....	37
CHAPITRE II.....		41
2.1	Approche générale.....	41
2.2	Présentation de l'article #1	43
2.2.1	Mise en situation	43
2.2.2	Article #1 : Étude biomécanique de nouveaux concepts de traitement orthotique pour la correction 3D de la scoliose.....	43
2.3	Simplification du modèle par éléments finis.....	59
2.3.1	Éléments augmentant le temps de résolution	59
2.3.2	Vérification de la pertinence de la modélisation des facettes articulaires.....	60
2.4	Présentation de l'article #2	62
2.4.1	Mise en situation	62
2.4.2	Article #2 : Optimization Method for 3D Correction of Scoliotic Deformities Using a Finite Element Model.....	62
2.5	Éléments complémentaires sur la méthode d'optimisation utilisée	79
2.6	Méthodes des études de sensibilité.....	81
2.6.1	Sensibilité des critères d'arrêt	81
2.6.2	Sensibilité des intervalles des descripteurs	82
2.6.3	Sensibilité de la pondération des termes de la fonction objective.....	83

2.7	Résultats des études de sensibilité.....	85
2.7.1	Critères d'arrêt.....	85
2.7.2	Limites permises des descripteurs	89
2.7.3	Pondération des termes de la fonction objective	89
2.8	Synthèse des études de sensibilité	92
CHAPITRE III.....		94
CHAPITRE IV		108
RÉFÉRENCES.....		112
ANNEXE I : MODÉLISATION AMÉLIORÉE DE L'ARTICULATION COSTO- VERTÉBRALE ET COSTO-TRANSVERSE.....		123

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1 : Synthèse des modèles de la colonne vertébrale et de la cage thoracique	33
Tableau 1.2 : Synthèse des études pertinentes réalisées avec des modèles biomécaniques	35
Tableau 2.1 : Résultats des simulations des approches de traitement proposées (moyennes et écarts-types en degrés)	55
Tableau 2.2 : Répartition par éléments du temps total requis lors d'une simulation	59
Tableau 2.3 : Rotation axiale de la vertèbre sous charge pour les différents modèles.....	61
Tableau 2.4 : Clinical indices (Mean±Std) evaluated on the trunk geometry of the 20 patients. Significant change from the initial configuration using a paired Student T-test ($p < 0.05$) is shown by (S).....	78
Tableau 2.5 : Plan factoriel de l'étude de sensibilité de la pondération des descripteurs .	84
Tableau 2.6 : Résultats de l'étude de sensibilité des critères d'arrêt.....	85
Tableau 2.7 : Résultats de l'étude de sensibilité des limites des descripteurs.....	89
Tableau 2.8 : Résultats de l'étude de sensibilité de la pondération des termes de la fonction objective	90
Tableau 2.9 : Effets associés à la pondération de la fonction objective	90
Annexe I-Tableau I : Paramètres calés du premier modèle (T1-T2)	133
Annexe I-Tableau II : Paramètres calés du premier modèle (T5-T6).....	133
Annexe I-Tableau III : Paramètres calés du premier modèle (T9-T10).....	133

Annexe I-Tableau IV : Modules d'élasticité des éléments poutres de la deuxième modélisation	134
Annexe I-Tableau V : Valeurs du tableau Contrainte-Déformation pour le ligament CV_{sup} de T5-T6.....	137
Annexe I-Tableau VI : Valeurs de tableau Contrainte-Déformation pour le ligament CT_{sup} de T9-T10	137

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 : Colonne vertébrale, vues postéro-antérieure (P-A), latérale et antéro-postérieure (A-P) (Rouvière, 1974).....	4
Figure 1.2 : Vues typiques d'une vertèbre thoracique (Rouvière, 1974).....	5
Figure 1.3 : Vue antérieure du thorax (Rouvière, 1974)	6
Figure 1.4 : Représentation typique de la vue postérieure d'une côte (Rouvière, 1974)	7
Figure 1.5 : Représentation de la jonction CVCT (Kapandji, 1979).....	8
Figure 1.6 : Coupe du rachis montrant les principaux ligaments (Kapandji, 1979).....	9
Figure 1.7 : Coupe du tronc montrant les principaux muscles (Kapandji, 1979).....	10
Figure 1.8 : Mécanismes de déformation (Keim, 1976).....	12
Figure 1.9 : Types de courbures scoliotiques normalement rencontrées : A- thoracique droite; B- thoraco-lombaire droite; C- thoracique droite-lombaire gauche; D- lombaire gauche (Keim, 1976).....	13
Figure 1.10 : Biomécanique des rotations axiales chez : A- un sujet sain et B- un sujet scoliotique (White et Panjabi, 1978)	14
Figure 1.11 : Mesure de l'angle de Cobb (Keim, 1976).....	16
Figure 1.12 : Gabarit pour l'évaluation qualitative de la rotation axiale selon la méthode de Nash et Moe (Keim, 1976).....	17
Figure 1.13 : Scoliomètre mesurant la gibbosité (Wenger et Rang, 1993)	17
Figure 1.14 : Mesure du déjettement (Keim, 1976)	18

Figure 1.15 : Reconstruction tridimensionnelle du patient à partir de radiographies multi vues	19
Figure 1.16 : Le corset de Milwaukee et une représentation des forces de correction et de traction exercées par le corset (White et Panjabi, 1978).....	22
Figure 1.17 : Modules du système de corset de Boston (Wenger et Rang, 1993).....	24
Figure 2.1 : Organigramme du processus d'optimisation	42
Figure 2.2 : Hypothèse de traitement proposée (Aubin et coll., 1996).....	56
Figure 2.3 : Représentation des approches de traitement : a - Forces antérieure et latérale, b - Forces antérieure, latérale et lombaire.....	57
Figure 2.4 : Représentations géométriques d'un patient type : a - Géométrie initiale sans corset ; b - Patient avec corset de Boston ; c - Simulation du traitement #1 ; d - Simulation du traitement #2. Les plans de déformation maximale thoracique (T) et lombaire (L) sont tracés afin de visualiser la correction.....	58
Figure 2.5 : Schematic representation of the 3D descriptors in the lateral, P-A and top views.....	75
Figure 2.6 : Design variables used for the optimization studies. F3 and θ_3 are only used for the second study.....	76
Figure 2.7 : Graphical representation on a typical patient of the optimal forces (F1, F2 and F3) and the reaction forces (R_{T1} and R_{L5}) for the two optimization studies. This patient had resulting forces close to the average values reported.....	77
Figure 2.8 : Graphique de convergence de la fonction objective pour l'essai 2.....	86
Figure 2.9 : Graphique de convergence de la gibbosité pour l'essai 2.....	87

Figure 2.10 : Graphique de convergence des descripteurs du plan sagittal (X_K et X_L) pour l'essai 2	87
Figure 2.11 : Graphique de convergence des descripteurs du plan frontal (Y_T et Y_L) pour l'essai 2	88
Figure 2.12 : Graphique de convergence de l'amplitude des forces pour l'essai 2	88
Figure 2.13 : Graphiques de Daniel pour les descripteurs et la fonction objective (a-G, b- ϕ , c- Y_T , d- Y_L , e- X_K et f- X_L).....	91
Annexe I-Figure 1 : Modèle Beam4 de l'articulation CVCT	127
Annexe I-Figure 2 : Modèle Combin39 de l'articulation CVCT	128
Annexe I-Figure 3 : Coupe transversale de vertèbre montrant le repère-côte.....	130
Annexe I-Figure 4 : Coupe de section des éléments BEAM24 du deuxième modèle au niveau T1-T2	134
Annexe I-Figure 5 : Coupe de section des éléments BEAM24 du deuxième modèle au niveau T5-T6	135
Annexe I-Figure 6 : Coupe de section des éléments BEAM24 du deuxième modèle au niveau T9-T10	135

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

3D	tridimensionnel
A-P	antéro-postérieur
CD	Cortel-Dubousset
CT	costo-transverse
CV	costo-vertébral
CVCT	costo-vertébral et costo-transverse
DLT	Direct Linear Transformation
Ixx	moment d'inertie polaire
Iy, Iz	moment d'inertie selon les axes y et z
kg	kilogramme
kPa	kilo Pascal
L1 à L5	première à la cinquième vertèbre lombaire
mm	millimètre
mm ²	millimètre carré
MPa	méga Pascal
N	Newton
P-A	postéro-antérieur
SGI	Silicon Graphics Inc.
T1 à T12	première à la douzième vertèbre thoracique
USS	Universal Spine System

INTRODUCTION

La scoliose est une maladie qui cause des déformations tridimensionnelles de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. Le traitement par orthèse est normalement prescrit afin de contrôler ou de réduire les courbures scoliotiques. Bien que beaucoup d'études ont été effectuées sur les corsets, la biomécanique des corrections par orthèses, en particulier le transfert des charges appliquées sur la cage thoracique et l'abdomen vers la colonne vertébrale, reste encore à être analysé plus précisément. Le design de corsets est encore très empirique et est directement relié à l'expertise des médecins et des orthésistes.

Plusieurs études ont démontré certaines limites des traitements actuels sur l'aspect tridimensionnel (3D). Des hypothèses de nouveaux traitements ont été proposées et étudiées par le groupe de recherche de l'hôpital Sainte-Justine de Montréal. En particulier, un modèle par éléments finis personnalisé à la géométrie unique de quelques patients scoliotiques a été utilisé pour tester ces approches sans toutefois parvenir à un résultat optimal. Une méthode d'optimisation systématique pourrait être utilisée afin d'obtenir de meilleures corrections 3D de la colonne vertébrale et de la cage thoracique.

L'objectif global de ce projet est de développer une méthode de personnalisation de traitement utilisant un algorithme d'optimisation combiné à un modèle par éléments finis de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. Cette méthode sera utilisée afin de

déterminer les configurations de forces optimales qui doivent être appliquées sur le tronc pour obtenir une meilleure correction 3D de la scoliose.

Ce mémoire est composé tout d'abord d'une revue de la littérature touchant l'anatomie et la biomécanique de la scoliose, les mesures des déformations scoliotiques et de son traitement, ainsi que d'une revue des modèles pertinents de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. Deux études sont ensuite présentées sous la forme d'articles. Le premier article porte sur des essais préliminaires effectués pour déterminer une approche de traitement qui sera utilisée comme point de départ du processus d'optimisation. Le second article présente le processus d'optimisation, qui est suivi des résultats d'études de sensibilité complémentaires. Finalement, une discussion des études effectuées, ainsi que la conclusion et les recommandations pour la suite du projet seront présentées.

CHAPITRE I

REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du tronc

Le tronc est la partie centrale du corps humain qui abrite les organes vitaux, tels que le cœur et les poumons. Le tronc comporte une structure osseuse et cartilagineuse complexe afin de protéger les organes internes et de soutenir les membres supérieurs. Cette structure comprend la cage thoracique, la colonne vertébrale et le bassin.

La colonne vertébrale est une structure multi-articulée permettant des mouvements de grande amplitude. Elle est composée de 5 parties telles qu'illustrées à la figure 1.1. Elle comporte 7 vertèbres cervicales, 12 vertèbres thoraciques (ou dorsales), 5 vertèbres lombaires, 5 vertèbres sacrées et de 4 à 5 vertèbres coccygiennes soudées ensemble. Vue de face, la colonne vertébrale normale est rectiligne. Par contre, vue de profil, elle comporte 4 courbures distinctes : une lordose cervicale (courbure concave vers l'arrière), une cyphose thoracique (courbure concave vers l'avant), une lordose lombaire et une cyphose sacrée.

Chaque vertèbre thoracique est typiquement composée de plusieurs parties (figure 1.2). Parmi ces parties, le corps vertébral est la partie centrale massive servant de support au poids des structures supérieures. Les pédicules sont une projection vers l'arrière du corps

vertébral et forment avec les lamelles le contour protecteur de la moelle épinière passant par le canal médullaire. Les apophyses articulaires comportent quatre facettes articulaires servant à limiter le mouvement entre les vertèbres en glissant les unes sur les autres.

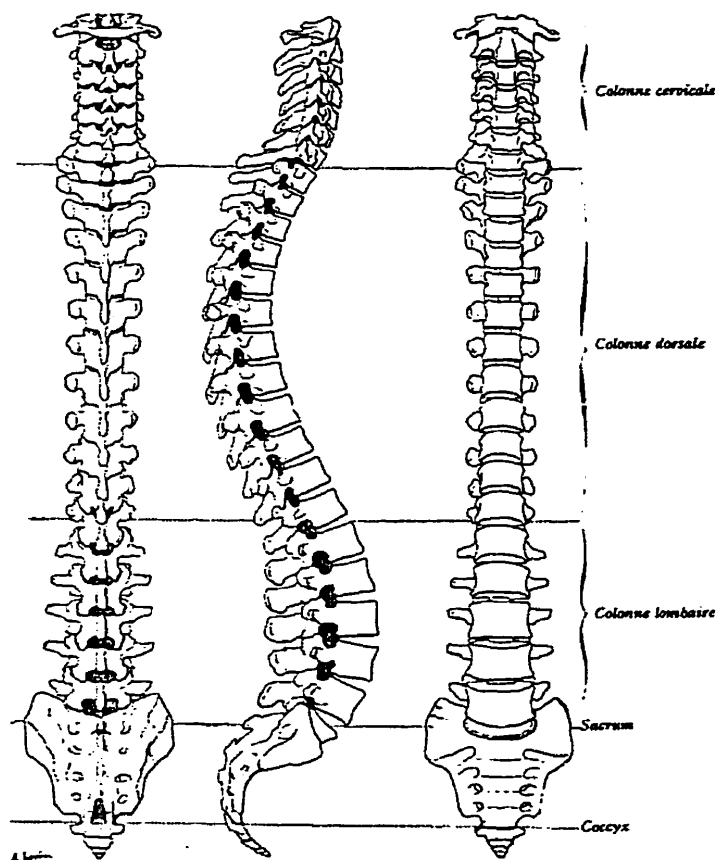


Figure 1.1 : Colonne vertébrale, vues postéro-anterieur (P-A), latérale et antéro-postérieure (A-P) (Rouvière, 1974)

Les mouvements principaux entre les vertèbres sont la flexion, l'extension, les inflexions latérales, ainsi que la torsion. Les facettes articulaires costo-vertébrales (CV) et costo-transverses (CT) servent de point d'attache aux côtes. Les apophyses transverses sont

situées de chaque côté de la partie postérieure de la vertèbre et servent de point d'attache à plusieurs muscles et ligaments. L'apophyse épineuse est la partie postérieure qui commence à la jonction des deux lamelles et sert aussi de point d'attache à plusieurs muscles et ligaments. Les vertèbres lombaires sont composées des mêmes parties que les vertèbres thoraciques sauf qu'elles n'ont pas d'articulations costo-vertébrales et costo-transverses. De plus, leurs apophyses transverses sont plus longues et effilées.

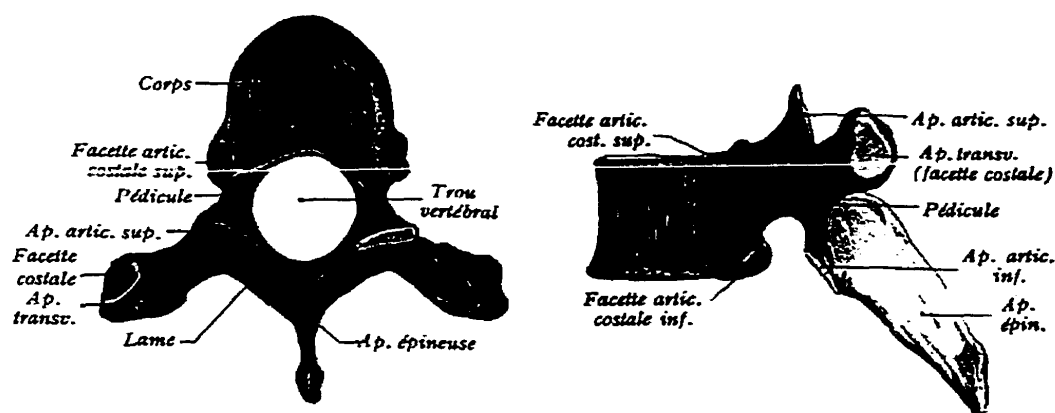


Figure 1.2 : Vues typiques d'une vertèbre thoracique (Rouvière, 1974)

Les disques intervertébraux sont situés entre deux vertèbres consécutives. Ils sont formés de deux parties : le nucleus pulposus et l'annulus fibrosus. Le nucleus pulposus est la partie centrale qui est principalement composée d'eau (70-90%). L'annulus fibrosus est situé autour du noyau et est constitué de couches de fibres concentriques.

Le thorax est composé de 12 paires de côtes, divisées en trois catégories telles qu'illustrées à la figure 1.3. Les sept premières paires de côtes sont des vraies côtes, unies au sternum par les cartilages costaux. Les huitième, neuvième et dixième paires de côtes sont les fausses côtes proprement dites dont les cartilages costaux ne se prolongent pas jusqu'au sternum mais s'unissent entre eux. Finalement, les onzième et douzième paires de côtes sont les côtes flottantes, dont l'extrémité reste libre.

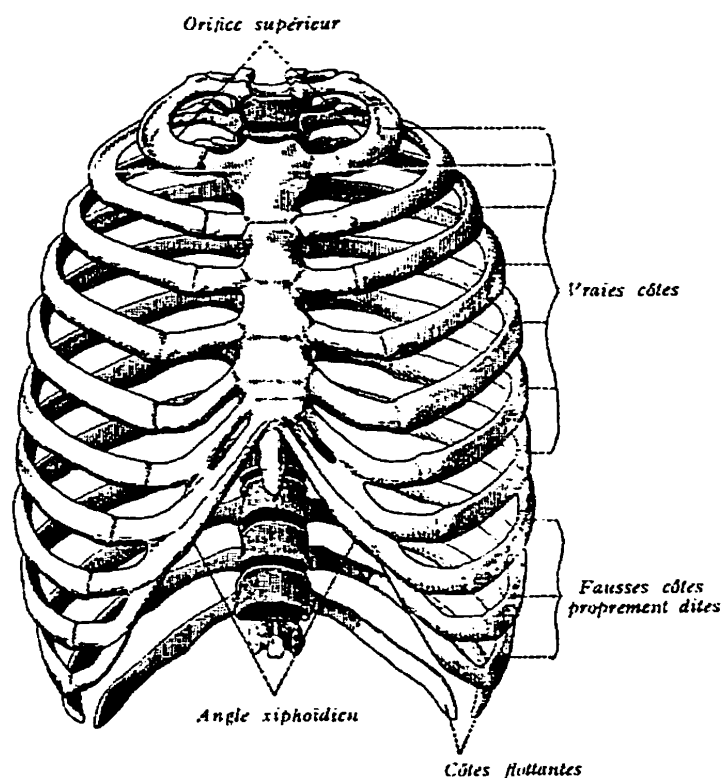


Figure 1.3 : Vue antérieure du thorax (Rouvière, 1974)

Les côtes, sont composées de plusieurs parties (figure 1.4). La tête costale est située à l'extrémité postérieure de la côte, joignant celle-ci aux articulations costo-vertébrales des

vertèbres sus et sous-jacentes. Le col costal est la partie entre la tête costale et la tubérosité. Cette dernière inclue la facette articulaire costo-transverse qui relie la côte à l'apophyse transverse de la vertèbre sous-jacente. Les deux dernières côtes n'ont pas de tubérosités et de facettes articulaires costo-transverses.

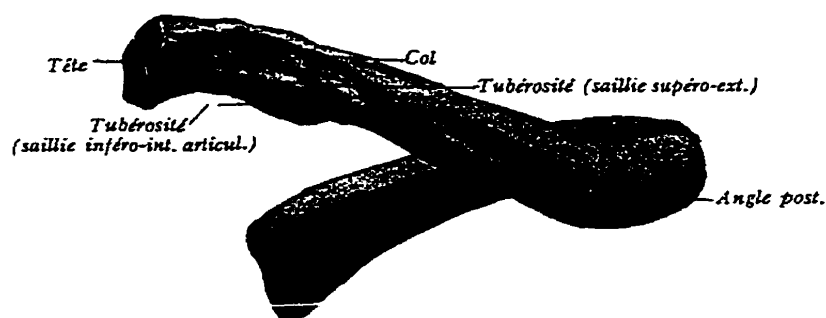


Figure 1.4 : Représentation typique de la vue postérieure d'une côte
(Rouvière, 1974)

Les jonctions entre les vertèbres et les côtes sont appelées les articulations costo-vertébrales et costo-transverses (CVCT). La figure 1.5 montre une articulation costo-vertébrale (I), qui joint la tête costale aux extrémités inférieures et supérieures des vertèbres sus et sous-jacentes. L'articulation costo-transverse (II) joint la tubérosité costale à la facette articulaire située sur l'apophyse transverse de la vertèbre sous-jacente. La fonction principale des articulations CVCT est de permettre la rotation des côtes le long du col costal durant la respiration. Les mouvements des côtes par rapport à la colonne vertébrale dans les autres directions ont de très faibles amplitudes. L'union de la

cage thoracique à la colonne vertébrale par les articulations CVCT augmente la rigidité du segment thoracique (White et Panjabi, 1978).

Très peu d'études ont été réalisées sur la caractérisation du transfert de forces de la cage thoracique à la colonne vertébrale. Agostoni et coll. (1966) ont documenté le comportement de la cage thoracique soumis à des forces de compression latérales chez des sujets vivants normaux et paralysés. Quant à Patrick et coll. (1965) ainsi que Nahum et coll. (1970), ils ont étudié les déformations de thorax cadavériques suite à une compression du sternum. D'autres encore ont étudié les courbes forces-déformation des articulations CVCT provenant de cadavres (Lemosse et coll., 1998; Maltais, 1994; Saint-Cyr, 1994; Schultz et coll., 1974).

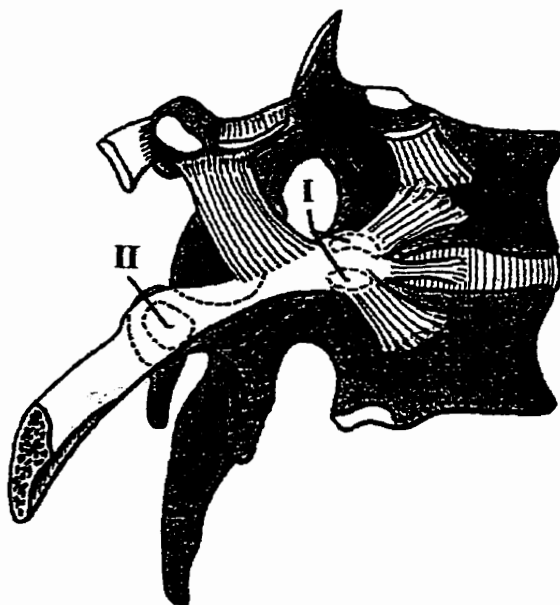


Figure 1.5 : Représentation de la jonction CVCT (Kapandji, 1979)

Il existe plusieurs ligaments qui servent de lien entre les vertèbres (les références qui suivent se rapportent à la figure 1.6). Les plus importants sont les grands ligaments communs antérieur et postérieur [1,5], qui s'étendent sur la face antérieure et postérieure du corps vertébral tout le long de la colonne. Le ligament jaune [11] relie les lamelles de deux vertèbres consécutives. Finalement, le ligament inter-épineux [15], prolongé par le ligament sur-épineux [16], servent de jonction entre les apophyses épineuses de deux vertèbres consécutives. Tous les ligaments contribuent à rigidifier la colonne vertébrale afin de mieux répartir les charges transmises, ainsi qu'à limiter le mouvement entre deux vertèbres.

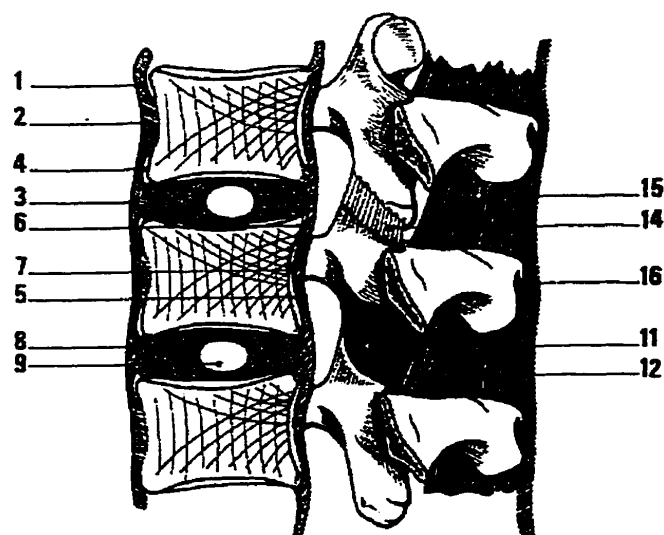


Figure 1.6 : Coupe du rachis montrant les principaux ligaments (Kapandji, 1979)

Le tronc comporte aussi de nombreux muscles qui jouent un rôle important dans la stabilité et la mécanique du mouvement. Les références qui suivent se rapportent à la

figure 1.7 illustrant les principaux groupes musculaires. Le groupe postérieur comprend les muscles para-vertébraux [1,2,3,4], qui occupent l'espace de chaque côté des épineuses et le grand dorsal [6] recouvrant la partie postérieure et latérale du dos. Le groupe de muscles postérieurs est principalement responsable du mouvement d'extension du tronc. Le groupe de muscles latéro-vertébraux comprend le carré des lombes [8] et le psoas [9] qui permettent les inflexions latérales. Finalement, les muscles de la paroi de l'abdomen incluent les muscles droits [13], le muscle transverse [10], ainsi que le petit et le grand oblique [11,12]. Ces muscles permettent l'inflexion et servent aussi à comprimer l'abdomen afin de rigidifier le tronc, lors de levées de charge ou d'extensions.

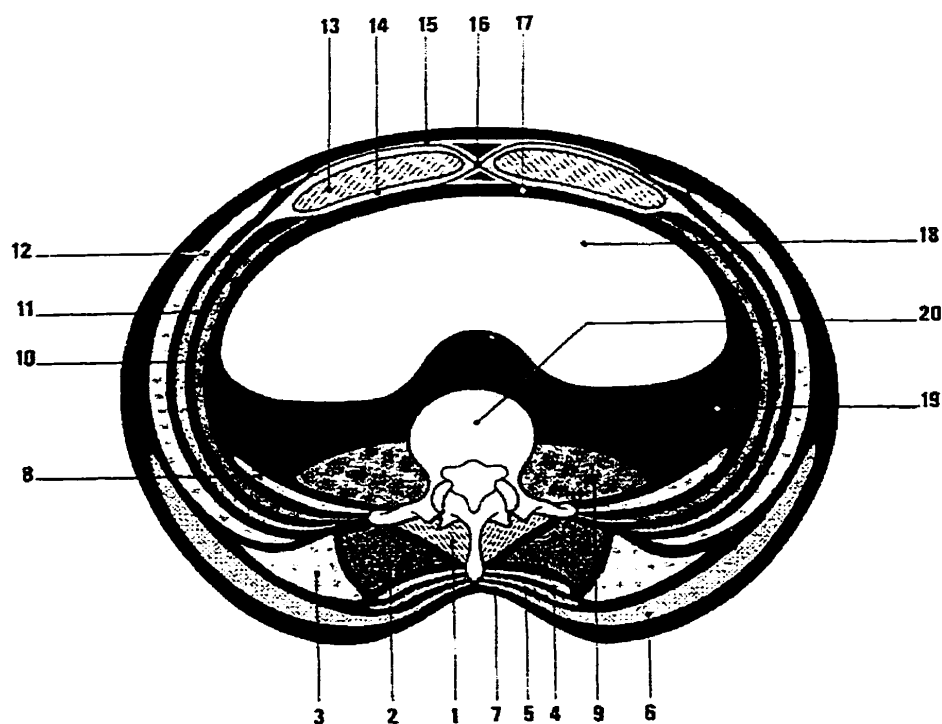


Figure 1.7 : Coupe du tronc montrant les principaux muscles (Kapandji, 1979)

1.2 Biomécanique des déformations scoliotiques

La scoliose est généralement définie comme une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. C'est une maladie qui modifie l'équilibre rachidien en déviant la colonne vertébrale vers le côté, tout en causant une rotation des vertèbres. Cette rotation vertébrale cause à son tour une déformation de la cage thoracique.

Cette déformation globale de la colonne vertébrale et de la cage thoracique implique aussi des déformations intrinsèques aux vertèbres et aux côtes. La déviation de la colonne vertébrale, ainsi que la rotation axiale imposent un moment qui déforme les côtes et les poussent vers l'arrière du côté convexe de la courbure (figure 1.8-A). Lorsque la progression de la courbure continue, les vertèbres subissent des déformations. L'apophyse épineuse est déviée vers le côté concave de la courbure, le canal médullaire se comprime sur le côté concave et le corps vertébral est dévié vers le côté convexe (Keim, 1976). De plus, les côtes se rapprochent les unes des autres du côté de la concavité et sont poussées vers l'avant du côté de la convexité tel que démontré par la coupe du patient à l'apex thoracique lorsque celui-ci se penche vers l'avant (figure 1.8-B).

Le corps vertébral prend progressivement la forme d'un coin, processus que l'on appelle la cunéiformisation. Celle-ci génère un mouvement progressif aggravant la courbure,

créant ainsi un chargement asymétrique de la vertèbre qui entretient le processus de cunéiformisation, et ainsi de suite (Keim, 1976).

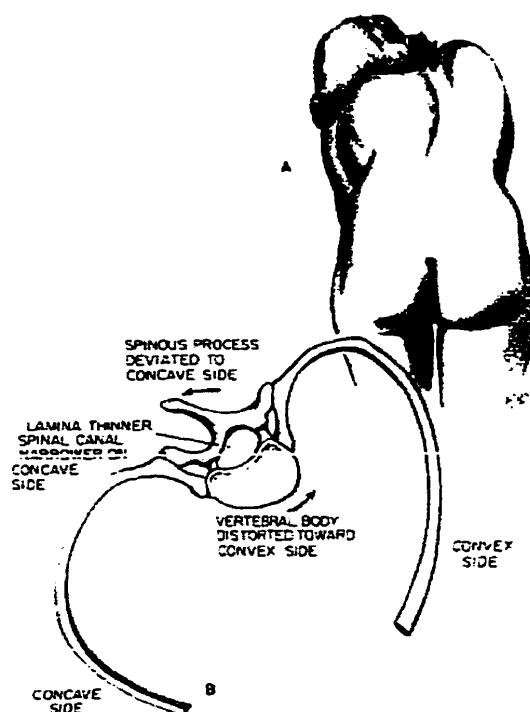
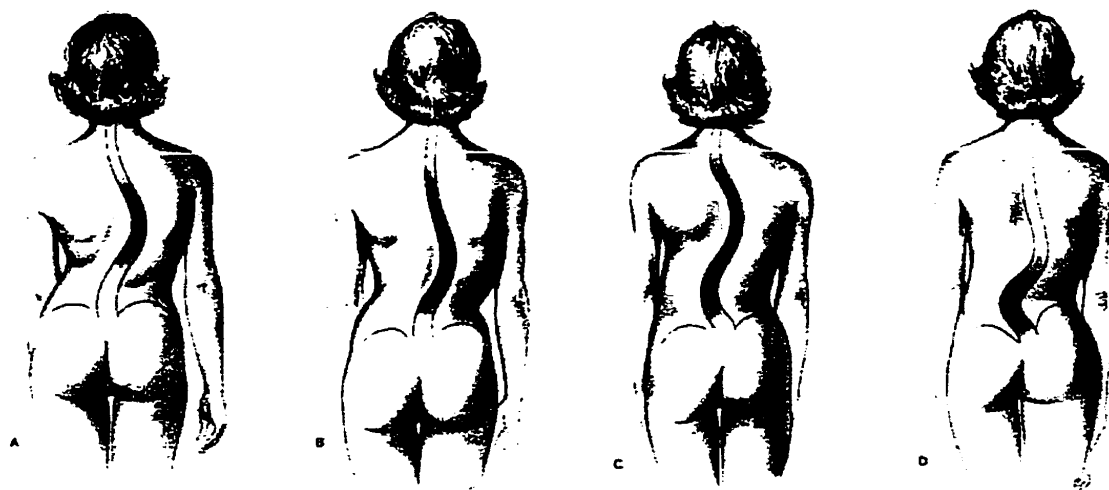


Figure 1.8 : Mécanismes de déformation (Keim, 1976)

Il existe plusieurs types de scoliose, dont les principaux sont : idiopathique, neuromusculaire et congénitale (Keim, 1976). La catégorie idiopathique est utilisée lorsque la cause exacte de la scoliose est inconnue. Elle touche entre une et cinq personnes sur 1000 et représente entre 70% et 80% des cas de scoliose rencontrés (Keim, 1976; Pope et coll., 1984). La scoliose idiopathique nécessitant un traitement est plus

fréquente chez les filles que chez les garçons et apparaît surtout durant la pointe de croissance de l'adolescence (Pope et coll., 1984).

Les courbures de la colonne normalement rencontrées chez les scoliotiques sont divisées selon leur apparence et leur niveau anatomique : scoliose thoracique droite, thoraco-lombaire droite, thoracique droite-lombaire gauche et lombaire gauche (figure 1.9).



**Figure 1.9 : Types de courbures scoliotiques normalement rencontrées :
A- thoracique droite; B- thoraco-lombaire droite; C- thoracique droite-lombaire
gauche; D- lombaire gauche (Keim, 1976)**

En plus de la déformation des structures anatomiques, White et Panjabi (1978) ont documenté des différences importantes dans la biomécanique des rotations vertébrales entre les sujets sain et scoliotique. Le sujet sain, qui crée volontairement une courbure de sa colonne vertébrale en faisant une inflexion latérale vers la gauche, fait tourner la partie

antérieure de ses vertèbres vers la gauche (vers la concavité), tel que présenté à la figure 1.10-A. Par contre, pour une courbure scoliotique vers la droite, la partie antérieure des vertèbres est tournée vers la droite (vers la convexité), tel qu'illustré à la figure 1.10-B.

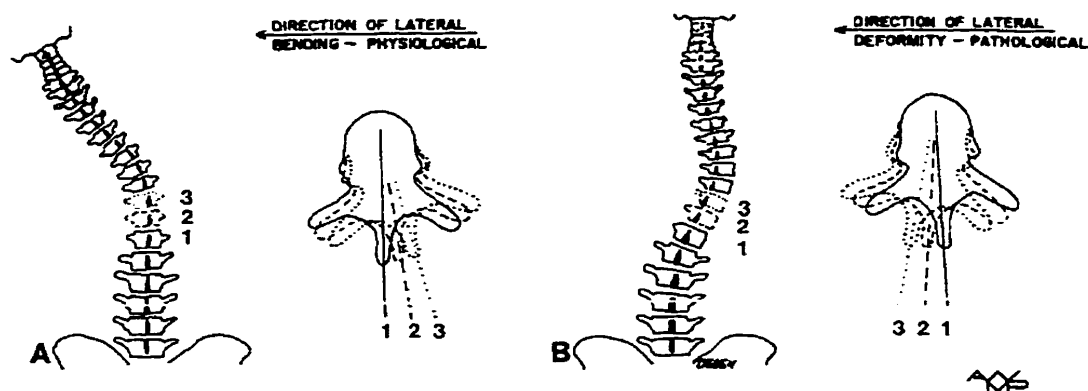


Figure 1.10 : Biomécanique des rotations axiales chez : A- un sujet sain et B- un sujet scoliotique (White et Panjabi, 1978)

D'autres auteurs tels que Perdriolle (1979) décrivent la scoliose comme une torsion mécanique de la colonne vertébrale additionnée d'une rotation spécifique des vertèbres qui modifient l'équilibre rachidien. Ce dernier cite que la scoliose est une déformation tridimensionnelle causée par un mouvement de torsion généralisée de tout le rachis. Graf (1990) remarque que le processus de torsion créé par la scoliose est différent aux niveaux thoracique et lombaire. Au niveau thoracique les déformations scoliotiques font d'abord avancer la vertèbre apicale, puis la déplace latéralement en lui faisant subir une rotation

axiale. Au niveau lombaire, la vertèbre apicale se déplace vers la gauche, puis vers l'arrière en subissant une rotation axiale opposée à celle du niveau thoracique.

La scoliose génère normalement une réduction des courbures sagittales. Graf (1990), suite à des études de patients scoliotiques, conclut que la scoliose, dans la majorité des cas, s'accompagne d'une réduction de la cyphose et de la lordose, par contre aucune statistique n'est mentionnée. Perdriolle et coll. (1987), dans une autre étude mentionnent que le phénomène de dos plat est un des stades de la progression de la scoliose, mais l'incidence de celui-ci n'est pas décrit.

1.3 Méthodes d'évaluation de la scoliose

Il existe plusieurs méthodes d'évaluation du degré de sévérité de la scoliose. Elles peuvent se diviser en approches utilisées en clinique et en approches d'évaluation utilisant une reconstruction 3D de la colonne et de la cage thoracique à partir de radiographies ou de tomographies axiales.

1.3.1 Approches utilisées en clinique

La mesure du degré de sévérité de la courbure scoliotique la plus couramment utilisée est l'angle de Cobb (Cobb, 1948). Cet angle est calculé sur une radiographie postéro-antérieure (P-A) ou antéro-postérieure (A-P) du patient en prenant la projection des

plateaux vertébraux aux points d'inflexion de la courbure et en mesurant l'angle formé entre ceux-ci (figure 1.11).

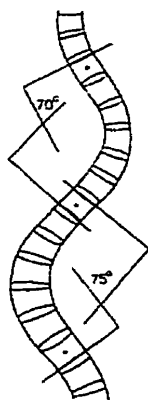


Figure 1.11 : Mesure de l'angle de Cobb (Keim, 1976)

La rotation axiale peut aussi être évaluée à partir des radiographies P-A du patient. La mesure du degré de rotation des vertèbres est basée sur la position de diverses structures anatomiques sur les radiographies P-A des patients. Perdriolle et Vidal (1985) utilisent un torsiomètre pour mesurer la rotation en se basant sur la position du pédicule du côté convexe par rapport à la bordure latérale du corps vertébral. Nash et Moe (1969) utilisent un gabarit pour obtenir une mesure qualitative de la rotation axiale en prenant la déviation des pédicules par rapport à la ligne médiane de la courbe prise à l'apex (figure 1.12). D'autres méthodes analytiques utilisent des équations mathématiques afin de calculer la rotation axiale. Bunnel (1985) utilise la position de la base de l'apophyse transverse par rapport à la largeur du corps vertébral et cite une précision de ± 3 degrés. Drerup (1985) mesure la rotation axiale en utilisant la position des cotés intérieurs des pédicules par rapport au centre du corps vertébral avec une précision de ± 5 degrés. Stokes et coll.

(1986) ont publié une méthode similaire à celle de Drerup mais qui utilise le centre des pédicules, avec une précision de ± 4 degrés.

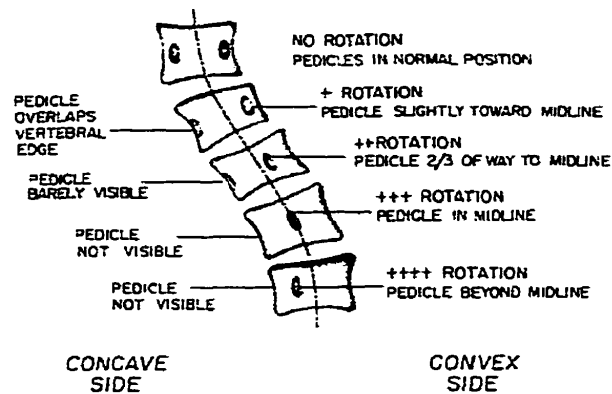


Figure 1.12 : Gabarit pour l'évaluation qualitative de la rotation axiale selon la méthode de Nash et Moe (Keim, 1976)

Une autre mesure couramment effectuée est celle de la gibbosité qui donne une appréciation du degré de déformation de la cage thoracique. Elle est mesurée avec un instrument appelé scoliomètre (figure 1.13). La mesure est prise lorsque le patient se penche en flexion vers l'avant avec les bras pointant vers le sol. Cette procédure est décrite par Bunnell (1984).

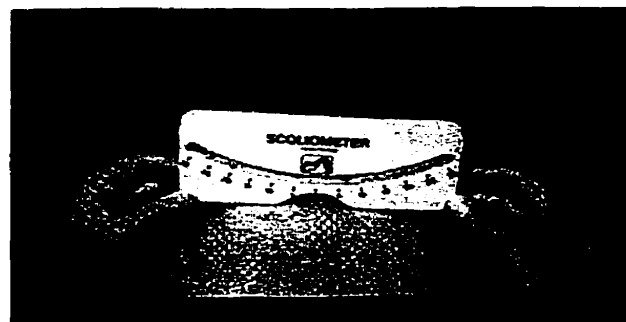


Figure 1.13 : Scoliomètre mesurant la gibbosité (Wenger et Rang, 1993)

Le déjettement est une mesure de la déviation latérale de la première vertèbre thoracique par rapport au sacrum. Un fil à plomb, partant de la première vertèbre thoracique, est utilisé afin d'effectuer cette mesure (figure 1.14).



Figure 1.14 : Mesure du déjettement (Keim, 1976)

1.3.2 Approches d'évaluation 3D

Une méthode de reconstruction 3D et de modélisation géométrique de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin a été développée à Montréal par le groupe de recherche de l'hôpital Sainte-Justine pour étudier la scoliose (figure 1.15). Six repères anatomiques par vertèbre sont numérisés sur des radiographies P-A et latérales de patients scoliotiques et reconstruits en 3D. Ces repères sont les centres supérieurs et inférieurs des corps vertébraux, ainsi que l'extrémité supérieure et inférieure des pédicules gauche et droit. Ces six points sont ensuite utilisés comme points de contrôle afin de déformer un

modèle de référence de vertèbres cadavériques en utilisant une technique de krigeage (Trochu, 1993). Les côtes sont reconstruites en numérisant leur ligne médiane sur deux radiographies P-A, prises avec incidence de 0 et de 20 degrés et en utilisant l'algorithme DLT (Direct Linear Transformation : Marzan, 1976), modifié par Dansereau et Stokes (1988).

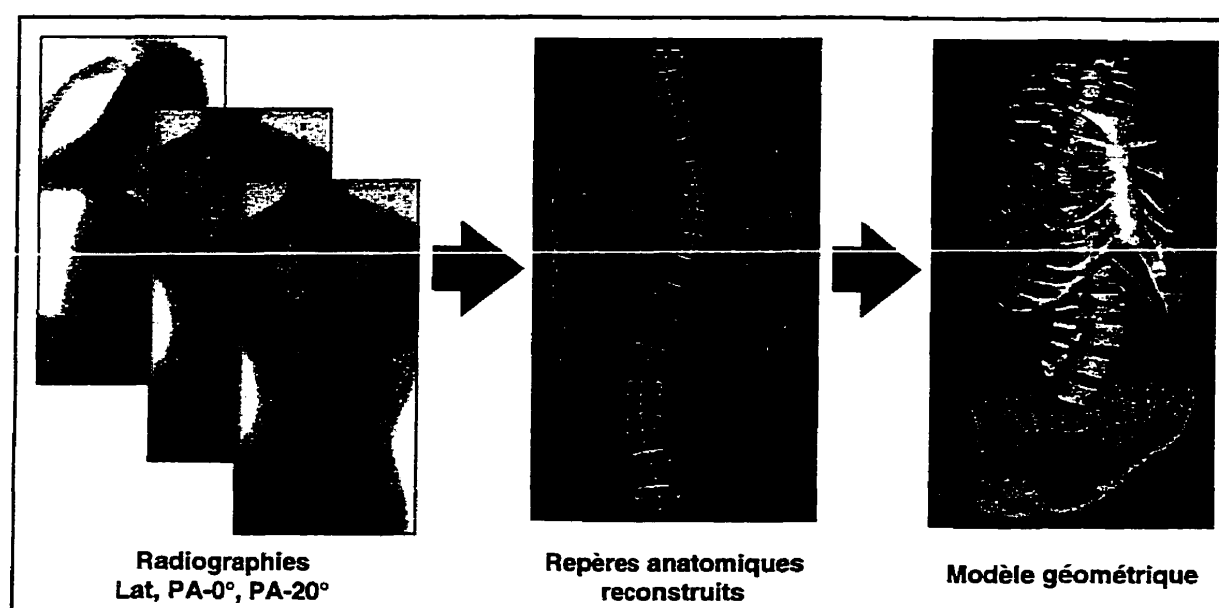


Figure 1.15 : Reconstruction tridimensionnelle du patient à partir de radiographies multi vues

À partir de cette reconstruction, plusieurs mesures analytiques peuvent être calculées. L'angle de Cobb analytique est mesuré en prenant les points d'inflexion de la ligne médiane de la courbure de la colonne passant par le centre des corps vertébraux. Cette mesure est systématiquement plus élevée que l'angle de Cobb clinique d'une valeur

moyenne de 12% (Stokes et coll., 1987). Par contre, ces deux mesures sont très bien corrélées ($r = 0.97$; Stokes et coll., 1987). De la même façon, l'angle de Cobb peut être calculé dans n'importe quel autre plan vertical dans lequel est inscrit la colonne. L'angle du plan de déformation maximal est mesuré en faisant tourner un plan autour d'un axe vertical jusqu'à ce que l'angle de Cobb de la colonne projetée sur ce plan atteigne sa valeur maximale. De même, l'angle du plan de déformation minimale peut aussi être calculé.

La rotation axiale est mesurée d'après une méthode adaptée de Stokes et coll. (1986). Cette mesure est calculée à partir de la position des pédicules par rapport au centre du corps vertébral. La variabilité moyenne de cette mesure est de 3 degrés (de 2.3° à 5.9°), telle que décrite par Labelle et coll. (1995).

La gibbosité, le déjettement, l'angle des côtes, le centroïde de la cage thoracique, ainsi que la cunéiformisation peuvent aussi être mesurés sur le modèle géométrique reconstruit (Aubin et coll., 1998; Labelle et coll., 1995, 1996).

Ces mesures de la déformation scoliotique calculées à partir de la reconstruction tridimensionnelle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique ont une erreur inférieure à celles documentées pour les indices 2D équivalents (Aubin et coll., 1998; Labelle et coll., 1995).

1.4 Traitements de la scoliose

Les traitements de la scoliose généralement reconnus par la communauté scientifique sont le port d'une orthèse (thoraco-lombo-sacrée, cervico-thoraco-lombo-sacrée, plâtre) et pour les cas les plus graves, le traitement par instrumentation chirurgicale et greffe osseuse.

1.4.1 Traitement par orthèses

Le but général des orthèses est d'empêcher la progression de la scoliose et si possible, de la corriger. Les principes biomécaniques de la correction des courbes scoliotiques sont généralement similaires pour tous les corsets. Des forces sont appliquées, par le biais d'une enveloppe rigide et de coussinets sur la peau à divers endroits sur le tronc. Les forces correctrices effectives sur la colonne vertébrale sont le résultat du transfert indirect des forces de la surface du tronc à travers les tissus mous et les os (White et Panjabi, 1978). En général, un système de trois points de pression par courbure est utilisé (Blount et Moe, 1973; White et Panjabi, 1978). Par exemple, pour une courbure thoracique : une pression appliquée latéralement au niveau de l'apex, et deux contre-pressions appliquées sur le bassin et sous le bras, du côté opposé. Les corsets peuvent aussi jouer un rôle actif dans la correction de la scoliose. Le patient tend à fuir les points de pression produits sur le tronc avec l'aide d'une action volontaire de ses muscles (Blount et Moe, 1973). En éliminant le chargement asymétrique des plateaux vertébraux, une orthèse peut réduire la

croissance asymétrique des vertèbres et ainsi empêcher l'aggravation de la courbure (Lonstein et coll., 1995).

Le corset de Milwaukee est l'un des premiers corsets modernes. Il a été introduit dans les années 1950 par Blount et Schmidt et est décrit en détail dans Blount et Moe (1973). Le corset est composé d'une enveloppe recouvrant l'abdomen et servant à reposer la base du corset solidement sur le bassin. Cette base est fabriquée sur mesure, à partir d'un moule en plâtre du bassin du patient. Deux tiges métalliques postérieures et une tige antérieure relient cette base à un arceau mandibulaire. Divers appuis latéraux peuvent être ajoutés afin de personnaliser le corset à la courbe spécifique du patient (figure 1.16).

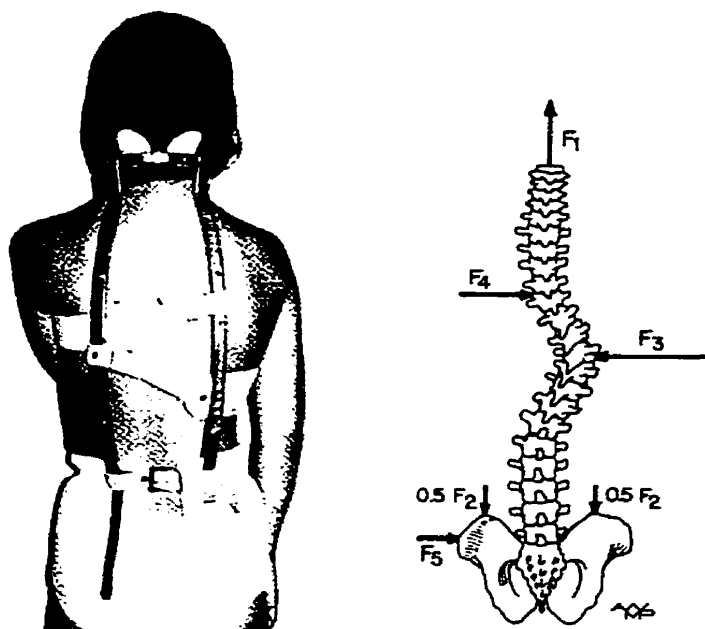


Figure 1.16 : Le corset de Milwaukee et une représentation des forces de correction et de traction exercées par le corset (White et Panjabi, 1978)

Les forces correctrices de ce corset sont la traction, ainsi qu'un système de trois points de pression par courbure. La correction obtenue est possible grâce aux forces passives exercées par le corset ainsi qu'aux forces actives du patient cherchant à s'éloigner des points de pression du corset (Blount et Moe, 1973). Ce corset n'est pas bien accepté des patients car l'appui mandibulaire est visible et engendre des problèmes psychologiques chez les adolescents (Wenger et Rang, 1993).

Le corset de Boston est actuellement l'orthèse la plus utilisée en Amérique du Nord. Ce corset peut ainsi être considéré comme la référence envers laquelle tous les autres corsets se comparent pour en mesurer leur efficacité. Introduit dans les années 1970 à l'hôpital pour enfants de Boston par Miller et Hall (figure 1.17), le concept de base de ce corset est l'utilisation de modules symétriques de grandeurs standards prédéterminées. Il existe quatre modules de base du système de corset de Boston qui sont disponibles dans environ 30 différentes grandeurs. Le module lombaire traite les courbures ayant un apex sous L1. Le module thoraco-lombaire traite les courbures thoraco-lombaires avec un apex sous T12, ainsi que les courbes thoraciques basses avec un apex sous T10. Le module thoracique traite les courbures doubles, ainsi que les courbes thoraciques avec un apex situé de T6 à T10. Le quatrième module est une modification du module thoracique pour traiter l'hypocyphose, et a une extension postérieure vers la tête afin d'encourager la cyphose. L'orthésiste choisit, à partir de ces modules standards, celui le plus approprié à la taille du patient. À l'aide de radiographies, il détermine les endroits où il désire appliquer les pressions correctrices. Il ajoute ensuite des coussinets aux endroits désignés,

puis découpe des ouvertures opposées aux points de pression afin de créer un vide pour permettre l'action correctrice active.



Figure 1.17 : Modules du système de corset de Boston (Wenger et Rang, 1993)

Ce corset utilise un système de trois points de pression tel que décrit précédemment afin de réduire les courbures latérales. Selon les concepteurs du corset de Boston la correction est engendrée par des forces passives et actives. Les forces passives sont générées par les points de pression et les appuis pelviens qui sont ajoutés par l'orthésiste dans l'enveloppe rigide du corset afin d'appuyer sur le tronc. Les forces actives seraient générées par le patient qui, par des contractions volontaires de ses muscles, tendrait à fuir ces points de pression. Le port du corset de Boston est normalement prescrit pour une période allant de 16 à 23 heures par jour.

Un autre type de corset utilisé est le corset de Charleston décrit par Price et coll. (1990). Le principe de base de ce corset est que le port à temps partiel d'un corset produisant une correction excessive est équivalent au port à temps plein du corset de Boston. Ce corset est fabriqué à partir d'un moule du patient pris en position d'inflexion latérale qui diminue les courbures du rachis. Ce corset est porté la nuit seulement et semble être mieux accepté des patients.

Le docteur Henry Graf a conçu un corset à action tridimensionnelle qui corrige la scoliose en s'attaquant au phénomène de torsion de la colonne vertébrale scoliotique. Le corset de Graf est basé sur le processus inverse des déformations scoliotiques expliqué à la section 1.2.

Il existe aussi plusieurs autres types de corsets tels que le corset Lyonnais, introduit par Pierre Stagnara et fabriqué de plastique et de cuir sur lequel plusieurs composantes peuvent être ajoutées afin d'appliquer des forces à divers endroits, le corset souple dynamique de Biorthex, etc.

Plusieurs études cliniques ont démontré l'efficacité des corsets dans le plan frontal. Dans le cadre d'une étude incluant 64 patients, Olafsson et coll. (1995) ont démontré que le corset de Boston est efficace pour la réduction des courbures frontales, mais qu'il ne réduit pas significativement la rotation axiale. Il ne produit pas d'améliorations de la déformation de la cage thoracique, qui est un aspect cosmétique de la déformation

scoliotique. Une étude sur 286 patients provenant de 10 centres traitant la scoliose idiopathique (Nachemson et coll., 1995), a trouvé que le taux de succès du traitement par corset pour les courbes de 25 à 35 degrés avec un apex entre T8 et L1, est 40% plus efficace que l'observation (non-traitement) ou la stimulation électrique. Dans leur analyse de 20 études incluant au total 1910 patients traités par des corsets, stimulation électrique ou observation, Rowe et coll. (1997) ont trouvé que les corsets étaient efficaces dans 92% des cas, le corset de Milwaukee étant le plus efficace avec un taux de succès de 99%. Ils ont aussi conclu que le traitement par corset de 23 heures par jour est significativement plus efficace (93%) que les traitements plus courts (16 heures : 62%; 8heures : 60%).

Le corset de Boston réduit les courbures frontales initiales de 30 à 50% lors du début du traitement, puis, la correction subit une perte progressive. À la fin de la période de sevrage du corset, la courbure aura retrouvé à peu près sa valeur initiale, avant le début du traitement (Cochran et coll., 1985; Emans et coll., 1986; Lonstein et Winter, 1994).

Weiss (1997), quant à lui, suggère de personnaliser l'ajustement du corset afin d'obtenir la plus grande correction possible au début du traitement qui fera en sorte qu'une plus grande correction résiduelle sera présente à la fin du traitement.

Selon Peterson et coll. (1995), l'indice Risser, la sorte de courbe et la mesure de la balance sont de bons indicateurs du risque de progression des scolioses. De plus, ils n'ont

pas trouvé de différences significatives entre le risque de progression d'une courbe située entre 25 et 30 degrés et celle comprise entre 30 et 35 degrés d'angle de Cobb.

Finalement, une étude a comparé le corset de Charleston au corset de Boston (Katz et coll., 1997). Bien que le corset de Charleston produise une correction significative des courbures, il est moins efficace que le corset de Boston s'il est comparé aux données de Nachemson et coll. (1995) pour des courbures doubles et thoraciques simples. Par contre, la correction obtenue avec le corset de Charleston n'est pas significativement différente du corset de Boston pour des courbures thoraco-lombaires et lombaires.

Des études biomécaniques ont aussi été effectuées afin de mieux comprendre les mécanismes impliqués dans les traitements par corsets. Une étude sur les patrons de couplage entre la colonne vertébrale et la cage thoracique a été effectuée à partir de la reconstruction de 36 patients avec et sans leur corset de Boston (Aubin et coll., 1997). Les résultats de cette étude ont démontré que le corset de Boston déplaçait antérieurement la vertèbre apicale thoracique causant ainsi une réduction de la cyphose. De plus, le déplacement antérieur de la cage thoracique est couplé avec l'augmentation des courbures thoraciques dans le plan frontal, ce qui va à l'encontre de l'objectif du traitement par corset. Une autre étude effectuée sur l'activité des muscles de 10 patients scoliotiques avec et sans leur corset de Boston a démontré que la correction engendrée n'était pas due au rôle actif du corset (Wynarsky et coll., 1989).

Plusieurs études ont été effectuées sur les forces produites par les corsets sur le tronc. Chase et coll. (1989) ont mesuré des forces moyennes de 58.1 ± 17.9 N pour l'appui thoracique du corset de Boston. De plus, ils ont trouvé que l'intensité des forces ne changent pas significativement durant le traitement malgré la diminution de la correction du corset. Mulcahy et coll. (1973) ont quant à eux mesuré les forces engendrées par le corset de Milwaukee dans diverses positions. En position debout, la moyenne des forces de traction est de 1.13 kg, les forces antéro-postérieures 0.5 kg et la force transmise par l'appui thoracique est de 3.98 à 3.79 kg respectivement avec et sans appui mandibulaire. Ces mêmes mesures ont été prises pour le sujet en position assise, lors de la marche, en position couchée et en faisant de l'exercice. Une grande variabilité des forces générées par le corset a été notée pour ces positions. De même, Petit et coll. (1998) ont démontré que la tension dans les courroies du corset de Boston, ainsi que la position du patient avaient une influence sur les zones de pression générées à l'intérieur des corsets. Ils ont constaté cinq zones de pression distinctes supérieures à 30 mm de mercure. Ces zones étaient situées dans les régions thoracique droite, lombaire gauche, sur les côtés gauche et droit du bassin ainsi que sur l'abdomen. La localisation de ces zones de pressions ne changeait pas en fonction de la tension dans les courroies, mais elle changeait en fonction de la position du patient.

Jiang et coll. (1992) ont effectué une étude des tensions dans les courroies et des pressions à l'intérieur des corsets de Boston sur 8 patientes. La tension des courroies mesurée était de moins de 5N pour trois sujets et plus de 35N chez les autres. La pression

maximale exercée par le corset est inférieure à 3 kPa et supérieure à 7 kPa, respectivement pour ces deux cas. La scoliose des patients ayant des tensions faibles a progressé de 9 degrés, comparativement au groupe de tensions élevées qui a obtenu une diminution de 9 degrés de leur courbure. Aubin et coll. (sous presse) ont analysé la variabilité de la tension dans les courroies du corset de Boston sur 34 sujets dans différentes positions prises normalement durant une journée. Ils ont noté une très grande variabilité de la tension prescrite dans les courroies, ainsi qu'une chute de tension des courroies de 65 à 76% lorsque le patient est en position couchée.

Labelle et coll. (1992), ont fait une étude de l'effet immédiat du corset de Boston sur la colonne lombaire de 31 patients ayant une courbure thoracique et lombaire. Le corset de Boston diminue significativement l'angle de Cobb lombaire dans le plan frontal. Par contre, il diminue aussi significativement l'angle de la lordose et n'a pas d'effet significatif sur la rotation axiale et l'angle du plan de déformation maximale. Une étude complémentaire sur la colonne thoracique (Labelle et coll., 1996) a démontré que le corset de Boston produit une correction significative de la courbe thoracique, au dépend d'une réduction significative de la cyphose dans le plan sagittal. De plus, aucun effet significatif n'a été observé sur la rotation axiale ainsi que sur la gibbosité.

1.4.2 Traitement chirurgicaux

Lorsque la scoliose évolue malgré le traitement par corset, ou qu'elle est découverte à un stade trop avancé, le patient doit alors subir un traitement chirurgical pour stabiliser les courbures. Le traitement chirurgical de la scoliose consiste à stabiliser la colonne vertébrale à l'aide de tiges, de crochets et de vis, et de réaliser une ostéosynthèse. Deux des instrumentations chirurgicales souvent utilisées sont les techniques de Cotrel-Dubousset (Cotrel et coll., 1988) et Universal Spine System (USS) décrite par Laxer (1994). Elles consistent à fixer des tiges circulaires sur la colonne vertébrale à l'aide de crochets et de vis et de ramener la colonne vertébrale dans une configuration acceptable. De l'os cortical spongieux provenant de la crête iliaque ou des apophyses épineuses est ensuite déposé sur la surface postérieure des vertèbres afin de permettre la fusion osseuse de l'ensemble.

1.5 Modélisation du rachis

Afin d'analyser et de mieux comprendre les mécanismes complexes de la colonne vertébrale et de la cage thoracique, plusieurs modèles analytiques du tronc ont été développés. Ces modèles servent d'outil afin d'étudier les efforts engendrés lors de mouvements divers, de comprendre les mécanismes du tronc créés par exemple, lors d'un mouvement, ou pour étudier les déformations scoliotiques et leur traitement.

Les modèles analytiques du tronc peuvent se diviser en deux grandes catégories : les modèles détaillés et les modèles globaux. Les modèles détaillés représentent très finement toutes les structures anatomiques et les modélisent en utilisant un grand nombre d'éléments. Ils servent principalement à l'étude des contraintes internes des os, ligaments, disques ou autres lors de mouvements, de levée de charge, etc. Ces modèles prennent beaucoup de temps à résoudre et requièrent des ordinateurs puissants. Par contre, les modèles globaux cherchent à représenter le comportement global de la colonne vertébrale et de la cage thoracique en utilisant beaucoup moins d'éléments. Ils sont utiles afin d'étudier les phénomènes du tronc dans son ensemble. Les modèles globaux servent à résoudre des problèmes concernant la colonne dans son ensemble, telles que la prédiction des corrections du tronc suite au port d'un corset.

Plusieurs modèles détaillés de la colonne thoracique et de la cage thoracique ont été développés. Entre autres, le modèle développé par Shirazi-Adl et coll. (1993, 1994), qui inclut des éléments représentant les vertèbres lombaires, les disques intervertébraux, les surfaces articulaires et les ligaments. Ce modèle non-linéaire comprend 1080 éléments briques, 5760 éléments coques, 315 éléments uniaxiaux, 278 éléments contacts et 11 corps rigides, utilisant au total 3020 noeuds. La géométrie du modèle est prise à partir de coupes tomographiques d'une colonne provenant d'un spécimen cadavérique masculin de 65 ans. Ce modèle est principalement utilisé afin de calculer les contraintes internes dans les os, les disques et les ligaments lors de divers mouvements ou de levée de charge.

Un autre modèle détaillé du rachis lombaire a été développé par Lavaste et coll. (1992). La géométrie de ce modèle est paramétrée à partir de diverses mesures prises sur des radiographies A-P et latérales d'une colonne vertébrale. Il comprend : 777 noeuds et 456 éléments briques par vertèbre et 356 noeuds, 208 éléments volumiques, 144 éléments câbles et 48 éléments iso-volumiques par disque intervertébral. Les ligaments intervertébraux sont modélisés par 26 éléments câbles et les facettes articulaires, par 18 éléments contacts. Ce modèle sert principalement à calculer les contraintes internes des disques intervertébraux et les mouvements des vertèbres. La géométrie du modèle peut être personnalisée à chaque patient, à partir de radiographies.

1.5.1 Description des modèles et de leurs utilisations pour le traitement de la scoliose

Étant donné que le sujet de ce mémoire porte sur des simulations de traitements de la scoliose, une revue plus exhaustive a été effectuée sur les modèles globaux de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. Cette revue des modèles globaux sera présentée tout d'abord sous la forme d'un tableau synthèse des principaux modèles pertinents en mettant l'emphasis sur leur description, ainsi que sur les méthodes de validation utilisées (Tableau 1.1). Par la suite, un deuxième tableau énumère les différentes études pertinentes effectuées avec ses modèles, ainsi que les principaux résultats qui ont été trouvés (Tableau 1.2). La section 1.5.2 présente une critique de ces modèles et de leur utilisation.

Tableau 1.1 : Synthèse des modèles de la colonne vertébrale et de la cage thoracique

Auteurs	Description du modèle et applications	Validation du modèle
Belytschko et coll., (1973) Andriacchi et coll., (1974)	<ul style="list-style-type: none"> • Modèle créé pour étudier les collisions, maux de dos et la scoliose. • Il a été introduit par Belytschko (1973), puis Andriacchi (1974) a rajouté la cage thoracique. • Modèle 3D, composé de 39 corps rigides pour les vertèbres (T1 à L5), les 10 premières côtes et le sternum, ainsi que 256 ressorts et 59 poutres pour les ligaments, les disques intervertébraux, le cartilage costal et les articulations. • Le modèle comporte 234 degrés de liberté. • Le modèle est résolu par incréments afin de représenter le comportement non linéaire de la colonne. • Les propriétés géométriques et mécaniques ont été tirées d'expérimentation sur des tissus cadavériques de la littérature. 	<ul style="list-style-type: none"> • Des essais de flambage de la colonne vertébrale seule ont été comparés à des résultats expérimentaux. • Comparaison aux résultats publiés d'une force de compression latérale sur la cage thoracique. • Force postérieure appliquée sur le sternum et les résultats comparés à la littérature.
De Giorgi et coll., (1990)	<ul style="list-style-type: none"> • Modèle 3D non-linéaire (T1-L5) incluant la cage thoracique et le sternum. • Comprend 668 noeuds et 948 éléments poutres. • Les propriétés mécaniques sont tirées de la littérature. 	<ul style="list-style-type: none"> • Le modèle a été validé en faisant des inflexions latérales, des flexions-extensions, ainsi qu'en appliquant des couples de torsion sur T1 et en le comparant aux résultats expérimentaux.
Stokes et Laible, (1990)	<ul style="list-style-type: none"> • Modèle créé pour étudier l'initiation de la scoliose par croissance osseuse asymétrique. • Le modèle 3D possède 336 noeuds au total représentant les vertèbres thoraciques et lombaires, les côtes, les cartilages costaux et le sternum. • La position des noeuds du modèle est définie par une méthode de reconstruction stéréo-radiographique. • Les propriétés mécaniques ont été tirées de la littérature. • La matrice de rigidité d'une unité fonctionnelle est prise de données expérimentales de Panjabi. • Le modèle est résolu par incréments afin de représenter le comportement non linéaire de la colonne. 	<ul style="list-style-type: none"> • Même validation que le modèle d'Andriacchi et coll., (1974). • Les côtes ont été fixées à l'extrémité et soumises à des forces horizontales et verticales et comparées à la littérature.
Closkey et coll., (1992)	<ul style="list-style-type: none"> • Ce modèle est un raffinement de celui d'Andriacchi incluant une meilleure représentation des côtes pour l'étude de la scoliose. • Modèle 3D (T1 à L5), incluant les 10 premières côtes, chacune modélisée par 5 corps rigides reliés par 4 éléments poutres. • Le modèle comporte 119 corps rigides, 139 poutres, 344 ressorts et un total de 714 degrés de liberté. • La géométrie du modèle est la même que celle d'Andriacchi. • La rigidité des côtes provient de données tirées de la littérature. 	<ul style="list-style-type: none"> • Une force postérieure a été appliquée sur le sternum et les résultats comparés à la littérature. • T1 a été tourné de 51° en fixant L5, puis la distribution des rotations axiales le long de la colonne a été comparée aux données de la littérature.

**Tableau 1.1 : Synthèse des modèles de la colonne vertébrale et de la cage thoracique
(suite)**

Auteurs	Description du modèle et applications	Validation du modèle
Portier et coll., (1993)	<ul style="list-style-type: none"> • Modèle 3D non-linéaire personnalisé de T1 à S1. • Géométrie du modèle déterminée par une reconstruction 6 repères par vertèbre (largeur et profondeur hauteur et concavité du corps vertébral, ainsi que la hauteur et la profondeur totale de chaque vertèbre). • Modèle constitué de 107 noeuds et 156 éléments représentant les vertèbres, les disques intervertébraux et les facettes articulaires. • La rigidité des vertèbres thoraciques est augmentée afin de prendre en compte les côtes. • Les propriétés mécaniques ont été tirées de la littérature. 	<ul style="list-style-type: none"> • Le modèle a été validé en comparant le comportement des unités fonctionnelles et de segments de rachis au données provenant d'expérimentations.
Thomson, (1995)	<ul style="list-style-type: none"> • Modèle 3D linéaire constitué de 3 vertèbres (T5-T7), les disques intervertébraux, 2 côtes, le sternum, les ligaments intercostaux, les divers ligaments de la colonne et les jonctions CVCT. • Les propriétés mécaniques ont été tirées de la littérature. 	<ul style="list-style-type: none"> • Les côtes, les ligaments et les cartilages costaux ont été comparés avec le modèle d'Andriacchi. • Les études de compression latérales de la cage thoracique ont été adaptées au modèle local. • Plusieurs études de sensibilités ont été effectuées sur les propriétés mécaniques des ligaments et les conditions limites.
Aubin et coll., (1995) Descrimes et coll., (1995)	<ul style="list-style-type: none"> • Modèle 3D non-linéaire (T1-L5), incluant bassin, sternum, côtes, ligaments, joints CVCT et articulations, formé de 1411 noeuds et 3011 éléments. • La géométrie du modèle est personnalisé à chaque patient en utilisant une technique hybride de stéréo-radiographie et de transformations géométriques effectuées sur des vertèbres cadavériques. • Les propriétés mécaniques des éléments sont tirées de la littérature. 	<ul style="list-style-type: none"> • Chaque unité fonctionnelle a été validée avec des données de la littérature. • Le segment L2-L5 a été validé avec des données de la littérature

Tableau 1.2 : Synthèse des études pertinentes réalisées avec des modèles biomécaniques

Études effectuées	Andriacchi et coll., (1976)	Wynarsky et coll., (1988, 1991)	De Giorgi et coll., (1990)
Modèle utilisé	<ul style="list-style-type: none"> Le modèle d'Andriacchi et coll., (1974) 	<ul style="list-style-type: none"> Le modèle d'Andriacchi et coll., (1974) 	<ul style="list-style-type: none"> Le modèle de De Giorgi et coll., (1990)
Objectifs	<ul style="list-style-type: none"> Analyser la biomécanique de la correction de la scoliose avec le corset de Milwaukee; Déterminer l'effet individuel et combiné des mécanismes de traction, ainsi que des appuis thoracique et lombaire du corset de Milwaukee. 	<ul style="list-style-type: none"> Introduire une technique d'optimisation du tronc; Déterminer les muscles requis pour une correction active optimale du rachis; Déterminer la localisation et l'amplitude des forces passives nécessaires pour une correction optimale de la colonne par corset. 	<ul style="list-style-type: none"> Évaluer l'effet des corsets sur la colonne vertébrale; Déterminer les meilleurs endroits d'application des forces et des moments pour corriger les scolioses lombaires tout en conservant les courbes sagittales normales.
Essais	<ul style="list-style-type: none"> Divers types de scolioses ont été modélisées : des courbes lombaire, thoracique, thoracique-mi-thoracique et thoracique droite-lombaire gauche; Des forces ont été appliquées à tour de rôle, afin de simuler la traction, ainsi que les appuis latéraux du corset; Conditions limites : S1 bloquée et T1 bloquée dans le plan transverse. 	<ul style="list-style-type: none"> 78 muscles ont été ajoutés au modèle; Trois types de scoliose ont été utilisés : mi-thoracique, thoracique droite-lombaire gauche et lombaire gauche; Les critères d'optimisation: rotation axiale, angle latéral, déplacements latéraux et antéro-postérieurs calculés à chaque vertèbre; Différents poids de chaque terme ont été analysés. 	<ul style="list-style-type: none"> La géométrie d'une patiente scoliotique a été reconstruite à partir de 2 radiographies (PA et Lat); Les forces et moments sont appliqués directement sur les vertèbres (ne tient pas compte des tissus mous); L'intensité de la force est déterminée par essai et erreur.
Résultats et Conclusion	<ul style="list-style-type: none"> Les meilleurs résultats pour une courbe simple sont obtenus avec une combinaison d'appui latéral et de traction; Pour les courbes doubles, les meilleurs résultats ont été obtenus avec les deux appuis latéraux et la traction combinés; Les courbes doubles sont les plus difficiles à corriger; Les forces de traction ne contribuent pas beaucoup à la correction des courbes moyennes. 	<ul style="list-style-type: none"> Les forces passives du corset et actives des muscles ont la capacité de réduire les scolioses; La correction passive des forces dans le corset réduit la courbure frontale et corrige modestement la rotation axiale; Les forces optimales sont localisés du côté convexe des courbes avec un contrepoids de part et d'autre situés du côté concave de la courbure; Le pondération influence la dérotation axiale mais non l'angle de Cobb frontal. 	<ul style="list-style-type: none"> La meilleure correction biomécanique a été obtenue en appliquant des forces et moments trois niveaux sous l'apex thoracique et des forces et moments deux fois plus grands à l'apex lombaire; Cette étude se limite aux scolioses lombaires.

Tableau 1.2 : Synthèse des études pertinentes réalisées avec des modèles biomécaniques (suite)

Études effectuées	Stokes et Laible, (1990)	Closkey et Schultz, (1993)	Aubin et coll., (1996)
Modèle utilisé	<ul style="list-style-type: none"> Le modèle de Stokes et Laible, (1990) 	<ul style="list-style-type: none"> Le modèle d'Andriacchi et coll., (1974), modifié par Closkey et Schultz, (1992) 	<ul style="list-style-type: none"> Le modèle d'Aubin et coll., (1995) et de Descrimes et coll., (1995)
Objectifs	<ul style="list-style-type: none"> Étudier l'hypothèse que la croissance asymétrique des côtes initie la scoliose. 	<ul style="list-style-type: none"> Étudier l'influence des divers composants de la colonne vertébrale sur la déformation de la cage thoracique; Étudier l'effet des changements de rigidités des joints CVCT, du joint costo-sternal, et des côtes sur la cage thoracique. 	<ul style="list-style-type: none"> Analyser les mécanismes de couplage entre la colonne et la cage thoracique dans le traitement de la scoliose par orthèse afin d'en étudier la biomécanique; Proposer une nouvelle approche de traitement 3D de la scoliose.
Essais	<ul style="list-style-type: none"> Un modèle de patient avec une cage thoracique symétrique et une colonne normale avec 0° d'angle de Cobb a été utilisée; Huit variations du modèle ont été utilisées; La croissance asymétrique des côtes a été simulée en introduisant une contrainte initiale des côtes. 	<ul style="list-style-type: none"> À partir d'une géométrie normale, un patient scoliotique a été simulé de 10 façons différentes; 11 différents essais ont été effectués en changeant tour à tour et en combinaison, la rigidité des joints CVCT, costo-sternal et les côtes. 	<ul style="list-style-type: none"> La géométrie d'une patiente scoliotique a été utilisée pour l'étude; Une force antérieure, latérale et antéro-latérale (45°) de 40N ont été appliqués tour à tour sur la cage thoracique; Divers indices ont été calculés après chaque simulation afin d'analyser l'effet des forces.
Résultats et Conclusion	<ul style="list-style-type: none"> La croissance asymétrique des côtes a causé une déviation latérale de la colonne et, sur la plupart des modèles, une rotation axiale des vertèbres; Ces déviations (de 2° à 8° Cobb) ne sont pas suffisantes à elles seules pour causer une scoliose; La réponse du modèle est grandement influencée par les conditions limites; En ajoutant la croissance asymétrique des vertèbres, une plus grande scoliose pourrait être développée. 	<ul style="list-style-type: none"> Le rayon des côtes dans les scolioses simulées plus grand du côté convexe lorsque la rotation axiale est négative, ce qui est contraire au cas cliniques; La plus grande déformation des côtes est associée à une grande rotation axiale et un petit angle de Cobb; La rigidité des joints CVCT influence beaucoup la cage thoracique, tandis que celle du joint costo-sternal a très peu d'influence; La rigidité des côtes a beaucoup d'influence sur la déformation de la cage thoracique. 	<ul style="list-style-type: none"> La force antérieure réduit la cyphose et la lordose, effectue une dérotation de la vertèbre thoracique et aggrave les courbures frontales; La force latérale réduit les courbures frontales, conserve les courbures sagittales et aggrave la rotation axiale et la gibbosité; La force antéro-latérale a un effet intermédiaire et réduit la cyphose; Une nouvelle approche de traitement tenant compte des résultats est proposée.

1.5.2 Discussion et analyse critique des articles de modélisation du rachis

Plusieurs similarités entre les modèles permettent de les regrouper. Certains modèles sont personnalisés à la géométrie d'un patient (Aubin et coll., 1995; De Giorgi et coll., 1990; Portier et coll., 1993; Stokes et Laible, 1990), tandis que les autres utilisent une géométrie générique d'un sujet scoliotique typique.

Le modèle global d'Aubin et coll. (1995) et de Descrimes et coll. (1995) est celui le plus raffiné parmi ceux examinés. Les modèles d'Andriacchi et coll. (1974) et de Closkey et coll. (1992) représentent les vertèbres par des corps rigides, tandis que les autres utilisent des éléments poutres permettant d'obtenir une déformation des vertèbres. Tous les modèles répertoriés utilisent des propriétés mécaniques et géométriques tirées de la littérature afin de modéliser certaines structures anatomiques. Seul le modèle de Thomson (1995) utilise une technique de résolution linéaire; la prise en compte du comportement non-linéaire du modèle est réalisée en désactivant les ligaments en compression suite à la première résolution, et à relancer la résolution du modèle de nouveau de façon itérative jusqu'à ce qu'aucun ligament ne soit en compression.

Le problème principal dans l'étude du fonctionnement biomécanique de la colonne vertébrale et de la cage thoracique pour le traitement par corsets est de comprendre et de modéliser le mode de transmission des pressions exercées à la surface du tronc vers les structures osseuses internes (vertèbres et côtes). Les modèles répertoriés qui possèdent

une modélisation raffinée de ces articulations sont le modèle d'Aubin et coll. (1995) et de Descrimes et coll. (1995), ainsi que celui de Thomson (1995). Aucun des modèles répertoriés incluait des éléments modélisant les tissus mous de l'abdomen.

Certains auteurs ont étudié les mécanismes de correction par corsets. Andriacchi et coll. (1976) ont trouvé que l'appui latéral au niveau thoracique est celui qui a le plus d'influence sur la correction. Les courbes thoraciques sont celles obtenant la meilleure correction. Par contre, lors de ces analyses, seuls les indices 2D dans le plan frontal ont été analysés. L'article indique que dans 40% des cas et des simulations, la scoliose a progressé malgré le traitement.

Une autre étude effectuée sur des patients traités par corset de Boston (Aubin et coll., 1995, 1996) a démontré l'existence de mouvements couplés qui peuvent expliquer les effets négatifs des corsets sur la correction de la scoliose (réduction des courbures sagittales, déplacement antérieur de la colonne, faible dérotation axiale et faible correction de la gibbosité). Suite à cette étude, une nouvelle approche de traitement par corset a été proposée et simulée sur le modèle de quatre patientes. Ce traitement consistait à appliquer une force latérale au niveau de l'apex du côté convexe de la courbure, une force postérieure située à l'avant de la cage thoracique du côté opposé à la gibbosité, et à empêcher le déplacement postérieur de la gibbosité. Les résultats de ces simulations permettent de conclure qu'il existe une meilleure façon de corriger la scoliose ayant moins d'effets indésirables sur la colonne vertébrale. Par contre, le nombre de sujets

limite la portée de l'étude qui devrait être étendue sur un nombre plus significatif de patients afin de pouvoir confirmer ces tendances.

Deux études avaient pour but de trouver la façon optimale d'appliquer un chargement sur le tronc afin de corriger la scoliose. La première étude (De Giorgi et coll., 1990) cherchait à déterminer, par essais et erreurs, la meilleure combinaison de forces et de moments à appliquer sur la colonne vertébrale pour corriger une scoliose lombaire. Les forces et les moments ont été appliqués directement sur la colonne vertébrale, ce qui ne tient pas compte explicitement de la transmission des forces et moments de la cage thoracique à la colonne vertébrale. Wynarsky et coll. (1988, 1991) ont utilisé un algorithme d'optimisation afin de corriger divers types de scolioses par les forces actives des muscles ou les forces passives des corsets. Ces études ont démontré que les muscles avaient la possibilité de corriger la scoliose plus efficacement que les corsets. De plus, les courbes thoraciques simples sont les mieux corrigées par les corsets et l'endroit d'application des forces pour corriger la scoliose pouvait être optimisé afin d'obtenir de meilleurs résultats. Par contre, les modes d'application et de transmission des forces du corset à la colonne ne sont pas spécifiés au niveau lombaire. La fonction d'optimisation incluait certains critères d'évaluation 3D de la scoliose. Aucun indice de déformation de la cage thoracique, comme par exemple la gibbosité, n'a été considéré dans la fonction d'optimisation. Cet indice représente la déformation qui est la plus apparente, donc jugée plus importante chez les patients (Theologis et coll., 1993). De plus, la configuration sagittale des colonnes vertébrales utilisées n'étaient pas représentatives d'un patient scoliotique car

elles étaient basées sur des courbures frontales moyennes, avec des courbes latérales s'approchant davantage de sujets normaux. En effet, les patients scoliotiques ont généralement une réduction de leurs courbures sagittales créant un dos plat (Graf, 1990; Perdriolle et Vidal, 1987).

Les études de Stokes et Laible (1990) et de Thomson (1995) ont toutes deux démontré que les conditions limites ont une influence directe sur les résultats des simulations et qu'elles doivent être choisies judicieusement. Closkey et Schultz (1993), de même que Thomson (1995) ont démontré l'importance des joints CVCT sur la déformation et la rigidité de la cage thoracique.

Le modèle de Thomson (1995) peut être utilisé pour mieux comprendre et caractériser des phénomènes locaux. Par contre, il représente seulement deux unités fonctionnelles. Un modèle global est plus approprié afin d'étudier la façon optimale d'appliquer des forces sur le tronc pour corriger les déformations scoliotiques.

CHAPITRE II

MÉTHODES ET RÉSULTATS

2.1 Approche générale

Une technique d'optimisation utilisant un modèle par éléments finis représentant la géométrie de patients scoliotiques a été développée et exploitée afin d'étudier la configuration optimale de forces à appliquer sur le tronc pour corriger la scoliose en 3D. Cette technique utilise un modèle par éléments finis disponible à l'Hôpital Sainte-Justine de Montréal (Aubin et coll., 1995; Descrimes et coll., 1995) qui a été adapté afin d'utiliser un algorithme d'optimisation du logiciel ANSYS 5.3 (ANSYS Inc., U.S.A.). Ce modèle sera simplifié au niveau des facettes articulaires (section 2.3) afin de réduire le temps de calcul durant le processus d'optimisation. Cette approche d'optimisation vise à trouver la mise en charge optimale du tronc afin de minimiser une fonction objective comprenant des termes décrivant la déformation 3D de la scoliose. Le processus d'optimisation comporte trois parties principales : l'initialisation, l'optimisation et la sortie des résultats (figure 2.1).

L'initialisation est requise afin de spécifier certaines variables au début du processus d'optimisation, telles les critères d'arrêt et les limites des variables. C'est aussi à cette étape que les premières itérations, correspondant aux simulations des points de départ seront effectuées en utilisant le modèle simplifié décrit à la section 2.3. Un point de

départ commun au processus d'optimisation pour tous les patients a été obtenu à partir d'une étude préliminaire de nouvelle approche de traitement présentée dans le premier article (section 2.2).

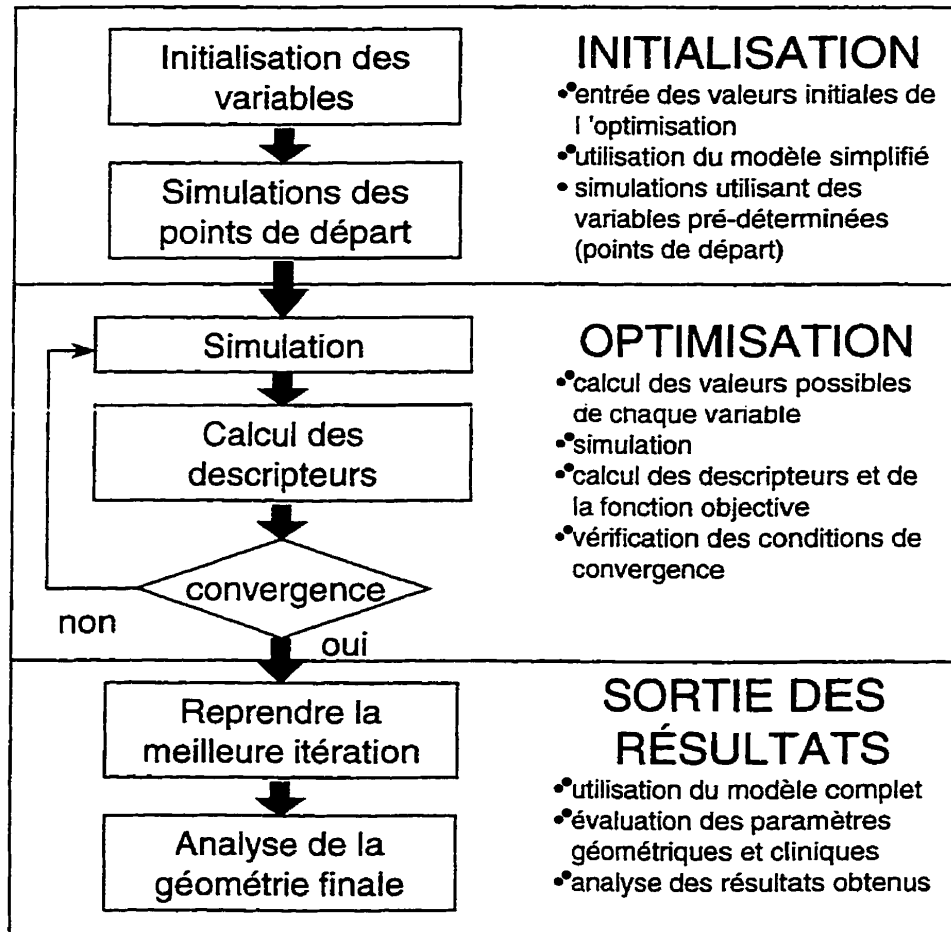


Figure 2.1 : Organigramme du processus d'optimisation

Pour la deuxième étape, l'algorithme effectue une simulation en utilisant le modèle simplifié. Les descripteurs et la fonction objective sont ensuite calculés en utilisant la

géométrie résultante. Ce processus est répété jusqu'à ce que la convergence soit atteinte et est présenté dans le deuxième article (section 2.4).

Une fois les résultats optimaux trouvés, la dernière étape consiste à refaire la simulation optimale en utilisant le modèle complet. La géométrie finale est ensuite comparée à la géométrie initiale des patients et celle avec leur corset de Boston et une analyse des résultats est effectuée.

2.2 Présentation de l'article #1

2.2.1 Mise en situation

Le premier article porte sur l'étude d'une nouvelle approche de traitement par corsets. L'hypothèse avancée par Aubin et coll. (1995, 1996) a été reprise et effectuée sur un nombre plus grand de patients afin d'évaluer l'efficacité de cette approche.

La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de cet article est d'environ 85%. Cet article a été publié dans la revue Annales de Chirurgie, volume 52, numéro 8 – 1998, pages 795-800.

2.2.2 Article #1 : Étude biomécanique de nouveaux concepts de traitement orthotique pour la correction 3D de la scoliose

**ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE NOUVEAUX CONCEPTS DE TRAITEMENT
ORTHOTIQUE POUR LA CORRECTION 3D DE LA SCOLIOSE**

D. Gignac, B.Sc.A.^{1,2}, C.É. Aubin, Ph.D.^{1,2}, J. Dansereau, Ph.D.^{1,2}, F. Poulin, B.Ing.^{1,2},
H. Labelle, MD¹

1. Hôpital Sainte-Justine, Centre de Recherche
3175, Chemin de la Côte Sainte-Catherine
Montréal (Québec)
H3T 1C5 Canada
2. École Polytechnique de Montréal
Département de Génie Mécanique
Case Postale 6079, Succursale Centre-ville
Montréal (Québec)
H3C 3A7 Canada

Adresse de correspondance et demande de tirés à part :

Carl-Éric Aubin, PhD
École Polytechnique de Montréal
Département de Génie Mécanique
Case Postale 6079, Succursale Centre-ville
Montréal (Québec) H3C 3A7 Canada
(514) 340-4711 #4437
Courrier électronique : aubin@grbb.polymtl.ca

Cette étude a été subventionnée par le Conseil de Recherches en Sciences Naturelles et en
Génie du Canada

ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE NOUVEAUX CONCEPTS DE TRAITEMENT ORTHOTIQUE POUR LA CORRECTION 3D DE LA SCOLIOSE

Abrégé

La scoliose est une déformation complexe de la colonne vertébrale et de la cage thoracique qui est généralement traitée avec le corset de Boston. Cette étude a pour but de tester deux nouvelles approches de traitement afin de les comparer au corset de Boston. Un modèle biomécanique, personnalisé à la géométrie de 20 adolescents ayant une scoliose idiopathique double a été utilisé pour effectuer les simulations. Le premier traitement consistait à appliquer au niveau de l'apex thoracique différentes forces antérieure et latérale, en bloquant le recul de la gibbosité postérieure. Pour le second traitement, une force oblique de 45° par rapport au plan frontal a été ajoutée à l'apex lombaire. Après chaque simulation, des indices géométriques et cliniques ont été calculés ce qui a permis de comparer l'effet de ces traitements à la géométrie initiale des patients et avec corset de Boston. De façon générale, les simulations de traitement diminuent l'angle de Cobb thoracique dans le plan frontal tout en conservant les courbures sagittales normales, ramènent le plan de déformation maximale thoracique vers le plan sagittal et réduisent la gibbosité ainsi que la rotation axiale. En comparaison, le corset de Boston réduit les courbures dans les plans frontal et sagittal, modifie les plans de déformations maximales vers le plan coronal et n'a aucun effet sur la rotation axiale et la gibbosité à l'apex thoracique. Cette étude biomécanique démontre qu'il existe des combinaisons de mise en charge du tronc qui corrigent davantage la scoliose que les traitements actuels. Ces approches de traitement doivent être personnalisées pour chaque patient et leur validation clinique reste à établir.

MOTS CLÉS : Scoliose, Modélisation biomécanique, Corsets orthopédiques, Colonne vertébrale, Cage thoracique

BIOMECHANICAL STUDY OF NEW TREATMENT APPROACHES FOR 3D ORTHOTIC CORRECTION OF SCOLIOSIS

Abstract

Scoliosis is a complex deformity of the spine and rib cage often treated by the Boston brace. The goal of this research is to study the simulation of two new treatment approaches and to compare their results to the Boston brace. A personalized biomechanical model has been used to simulate the treatment on 20 scoliotic teenagers with double curvature. On the first treatment, different forces were applied at the thoracic apex level and the posterior displacement of the rib hump was locked. For the second treatment, an oblique force oriented 45° with respect to the frontal plane was added at the lumbar apex. Following each simulation, geometrical and clinical measurements were calculated and compared to the initial geometry and the Boston brace treatment. Overall, the two new treatment modalities correct the thoracic Cobb angle in the frontal plane while maintaining the normal physiological curvatures in the sagittal plane, move the thoracic plane of maximum deformity towards the sagittal plane and reduce axial rotation and rib hump. In comparison, the Boston brace reduces the Cobb angles in the frontal as well as in the sagittal planes, moves the planes of maximum deformities towards the coronal plane and has no effect on axial rotation and rib hump. This biomechanical study shows force patterns that correct scoliosis more efficiently than the Boston brace. These new treatment approaches must be personalized for each patient and still require clinical evaluation.

KEY WORDS : Scoliosis, Biomechanical modeling, Orthotic devices, Spine, Rib cage

INTRODUCTION :

La scoliose est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin qui touche environ 0.5% de la population (Pope et coll., 1984). Les courbures rachidiennes dont l'angle de Cobb est inférieur à 40° sont généralement traitées à l'aide d'orthèses thoraco-lombo-sacrées. En Amérique du Nord, l'orthèse la plus utilisée est le corset de Boston. Par l'intermédiaire d'une enveloppe rigide moulée et de coussinets, des pressions sont appliquées à divers endroits sur le tronc afin d'arrêter la progression de la courbure et si possible la corriger.

Le corset de Boston produit généralement une correction significative dans le plan frontal (Nachemson et coll., 1995). Cependant, des modifications dans les autres plans de l'espace 3D ne correspondent pas aux corrections anticipées en fonction des pressions appliquées sur le thorax (Aubin et coll., 1997). Il en résulte des déformations secondaires comme la réduction des courbures sagittales (hypocyphose thoracique et hypolordose lombaire). De plus, un déplacement des plans de déformation maximale vers le plan coronal et des dérotations axiales limitées sont souvent rapportées (Aubin et coll., 1997; Asher et coll., 1987; Labelle et coll., 1996).

Une étude sur les mécanismes de couplage entre la colonne vertébrale et la cage thoracique a démontré que les différentes composantes de forces appliquées sur le thorax produisent des déplacements complexes du rachis et de la cage thoracique principalement

vers l'avant et qu'ils sont associés à un mouvement latéral du rachis vers la convexité de la courbe scoliotique (Aubin et coll., 1996). La compréhension de ces mécanismes a permis de proposer une nouvelle approche de mise en charge du thorax que consiste en l'application de forces antérieures et latérales ainsi qu'un système de blocage empêchant le recul postérieur de la gibbosité (figure 2.2). La particularité de cette approche a été testée biomécaniquement sur un modèle analytique personnalisé à la géométrie d'un nombre restreint de patients scoliotiques et a fait ressortir qu'il était possible d'obtenir une correction tridimensionnelle plus efficace qu'avec le corset de Boston (Aubin et coll., 1996). Cependant, la composante lombaire absente de cette approche avait été jugée nécessaire afin de mieux corriger la courbure sur ce segment du rachis.

Les objectifs de cette étude biomécanique sont d'étendre les simulations de la première approche de traitement sur un plus grand nombre de patients afin d'en confirmer l'efficacité, et de tester une seconde approche introduisant des contre-forces sur le segment lombaire.

MÉTHODES :

- **Description du modèle**

Un modèle biomécanique (figure 2.3) a été utilisé pour réaliser les différentes simulations de cette étude. Ce modèle analytique, utilisant l'approche par éléments finis (Aubin et coll., 1995; Descrimes et coll., 1995) comporte les structures anatomiques suivantes : les

vertèbres thoraciques et lombaires (T1 à L5), les disques intervertébraux, les côtes, les cartilages costaux, le sternum, les ligaments intervertébraux et intercostaux, les joints costo-vertébraux, ainsi que les articulations zygapophysiales. Les propriétés mécaniques et géométriques des différentes structures anatomiques ont été ajustées à partir de données expérimentales (Descrimes et coll., 1995).

La géométrie de ce modèle a été personnalisée à l'aide de reconstructions tridimensionnelles obtenues à partir de radiographies multi-vues de patients scoliotiques (Dansereau et coll., 1990; Aubin et coll., 1995). En tout, 20 adolescents (17 filles et 3 garçons) âgés en moyenne de 12.8 ± 2.4 ans ont été utilisés pour réaliser cette étude. Ils étaient tous traités par corset de Boston et présentaient des courbures thoraciques dont l'angle de Cobb moyen était de $32.0 \pm 5.9^\circ$ (sans corset), avec l'apex situé entre T8 et T10, et des courbes lombaires de $34.2 \pm 7.3^\circ$ (sans corset), avec l'apex localisé entre L1 et L3.

Des conditions limites représentatives d'un traitement orthotique ont été appliquées au modèle afin de le fixer dans l'espace. La dernière vertèbre lombaire a été bloquée pour simuler l'enclave du corset sur le bassin, tandis que le mouvement de la première vertèbre thoracique a été contraint dans le plan transverse pour stabiliser le haut du tronc.

• Simulations des approches de traitement

Deux approches de traitement ont été simulées sur les modèles biomécaniques personnalisés à la géométrie de chaque patient (sans leur corset).

Le premier traitement consistait à appliquer au niveau de l'apex thoracique deux forces de 40 N (environ 4 kg) sur la gibbosité antérieure et sur la partie latérale du thorax tout en bloquant le recul de la gibbosité postérieure (voir figure 2.3a).

Le deuxième traitement consistait à ajouter une troisième force oblique à 45° par rapport au plan frontal de 40 N au niveau de l'apex lombaire (figure 2.3b). Étant donné que les tissus mous de l'abdomen ne sont pas considérés explicitement dans la modélisation, les pressions exercées à la surface de la peau ont été approximées par une seule force résultante appliquée directement sur la vertèbre lombaire apicale. Dans toutes les simulations, l'amplitude des forces appliquées a été fixée arbitrairement à 40 N, ce qui correspond à une valeur moyenne des forces mesurées à l'intérieur des corsets telles que rapportées dans la littérature (Chase et coll., 1989; Mulcahy et coll., 1973). Dans chaque cas, ces forces ont été appliquées en 3 incréments et le modèle a été résolu itérativement afin de prendre en compte les grands déplacements inhérents à ces simulations.

Les déplacements du rachis et du thorax résultant des différentes simulations ont été évalués à l'aide de plusieurs descripteurs géométriques et cliniques. Les angles de Cobb thoraciques et lombaires dans les plans frontal et sagittal, l'angle du plan de déformation maximale (Labelle et coll., 1995, 1996), la rotation axiale et la gibbosité au niveau de l'apex thoracique ont été calculés sur les géométries résultantes de chacune des simulations. Tous ces indices ont été calculés en utilisant le repère proposé par la Scoliosis Research Society (Stokes et coll., 1994). Ce repère a pour origine la vertèbre

L5. L'axe X pointe vers l'avant, l'axe Y vers la gauche et l'axe Z vers le haut. Ces indices ont été comparés à ceux calculés sur la géométrie des patients avec leur corset de Boston, obtenue moins de 6 mois plus tard lors de leur visite suivante à la clinique.

RÉSULTATS :

La figure 2.4 illustre les résultats de simulations d'un patient typique pour les deux approches de traitement en plus de la géométrie initiale et du patient avec corset de Boston. Le tableau 2.1 présente les résultats numériques des différents descripteurs cliniques et géométriques pour le groupe de 20 sujets scoliotiques.

L'application de la première approche de traitement a pour effet global de diminuer l'angle de Cobb thoracique dans le plan frontal, d'augmenter la cyphose thoracique et de produire peu d'effet sur la lordose lombaire dans le plan sagittal (tableau 2.1). Cette approche de traitement a aussi l'effet de « sagittaliser » le plan de déformation maximale thoracique et de réduire la rotation axiale et la gibbosité au niveau de l'apex thoracique.

L'application de la deuxième approche de traitement produit globalement les mêmes effets, sauf que la lordose lombaire n'est pas diminuée par rapport à la première approche ($p=2 \times 10^{-6}$). De plus, l'orientation du plan de déformation maximale lombaire est statistiquement différente entre les deux approches de traitement ($p=0.017$) mais ne diffère pas entre le traitement #2 et l'état initial.

En général, le corset de Boston diminue les courbures dans le plan frontal, mais aussi dans le plan sagittal, ce qui de manière générale n'est pas souhaitable. Par ailleurs, il aggrave les plans de déformations maximales en les approchant vers le plan coronal et n'agit pas significativement sur la rotation axiale et la gibbosité au niveau de l'apex thoracique.

DISCUSSION :

Cette étude confirme, sur un nombre de cas plus étendu qu'il existe des combinaisons de forces à appliquer sur le tronc pour améliorer le traitement par corset de la scoliose, comme par exemple l'approche proposée par Aubin et coll. (1996). Les paramètres utilisés pour ces simulations tels que l'intensité des forces, leurs sites d'application et leur orientation ont été fixés arbitrairement pour tous les patients. Les simulations de traitements proposés dans cette étude ne sont donc pas optimisées, mais elles pourraient être utilisées comme point de départ afin de déterminer la configuration optimale de forces à appliquer sur le tronc pour obtenir la correction souhaitée.

L'application des charges sur la cage thoracique (approches de traitement #1 et #2) a un effet plus efficace que le corset de Boston puisqu'elles ramènent le plan de déformation maximale thoracique vers le plan sagittal, améliorent la rotation axiale et la gibbosité au niveau thoracique. Par contre, elles ne sont pas suffisantes pour corriger les courbures lombaires. Dans ce contexte, l'approche de traitement #2 semble démontrer une tendance

à améliorer l'orientation du plan de déformation maximale lombaire par rapport au traitement #1 et au corset de Boston. La mise en charge du segment lombaire devrait être améliorée afin d'obtenir une meilleure correction. Cependant, les mécanismes de transmission des efforts sur les tissus mous abdominaux sont complexes et encore mal connus, et restent à incorporer dans le modèle.

Cette étude considérait l'effet élastique immédiat des traitements sur la cage thoracique et le rachis lombaire. Par contre des études ont démontré que l'effet immédiat est semblable à l'effet à long terme (Andriacchi et coll., 1976). De plus, les muscles n'ont pas été inclus dans cette étude et sont considérés passifs, étant donné leur contribution limitée dans le traitement par corset (Wynarsky et Schultz, 1989).

La mise en place et la validation clinique des approches de traitement restent encore à faire. Par exemple, la méthode de chargement du modèle par éléments finis a été simplifiée en considérant quelques forces appliquées ponctuellement. L'application des charges devra être raffinée afin d'être adaptée à chaque patient.

Une des retombées importantes de cette étude est que le modèle personnalisé à la géométrie des patients utilisé dans cette étude pourra être employé comme outil de design pour le développement systématique de nouvelles orthèses en trouvant la combinaison optimale de mise en charge du tronc. Ces combinaisons optimales de forces pourraient

alors être intégrées par le biais de dispositifs physiques (coussinets, etc.) dans la fabrication de nouveaux corsets orthopédiques plus efficaces biomécaniquement.

REMERCIEMENTS :

Le modèle biomécanique utilisé dans cette étude a été développé en collaboration entre l'École Polytechnique de Montréal et le Laboratoire de Biomécanique de l'É.N.S.A.M. de Paris.

Table 2.1 : Results of simulations for new treatment approaches (mean and standard deviations are in degrees)

Tableau 2.1 : Résultats des simulations des approches de traitement proposées (moyennes et écarts-types en degrés)

Indices cliniques et géométriques	Patient sans corset	Traitement #1	Traitement #2	Corset de Boston
Angles de Cobb dans le plan frontal				
- Thoracique	32.0±5.9	29.0±5.4 *	29.3±5.4 *	29.6±5.5 *
- Lombaire	34.2±7.3	34.7±7.3	33.8±7.2	31.2±7.4 *
Angles de Cobb dans le plan sagittal				
- Cyphose thoracique	33.2±11.7	37.6±12.7 *	37.4±12.4 *	27.5±8.8 *
- Lordose lombaire	37.8±12.5	35.0±13.1 *	37.5±13.1	29.9±13.1 *
Angles entre le plan de déformation maximale et le plan sagittal				
- Thoracique	35.5±20.6	25.2±16.9 *	26.4±16.7 *	42.2±22.5
- Lombaire	38.6±19.3	45.0±23.1	37.5±19.3	48.2±24.7 *
Rotation axiale à l'apex thoracique	-5.9±6.4	-0.3±6.4 *	-1.2±5.5 *	-5.3±5.9
Gibbosité à l'apex thoracique	-6.5±3.8	1.7±4.1 *	0.5±4.3 *	-6.5±5.3

* statistiquement différent par rapport à la géométrie du patient sans corset (p<0.05)

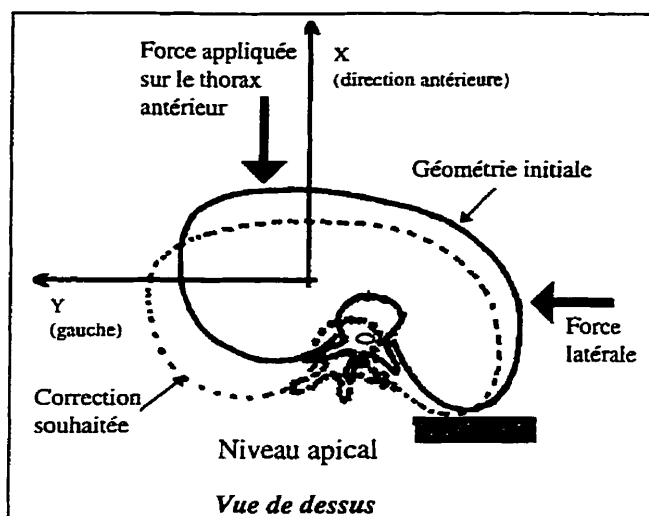


Figure 2.2 : Hypothèse de traitement proposée (Aubin et coll., 1996)

Figure 2.2 : Proposed treatment approach (Aubin et al., 1996)

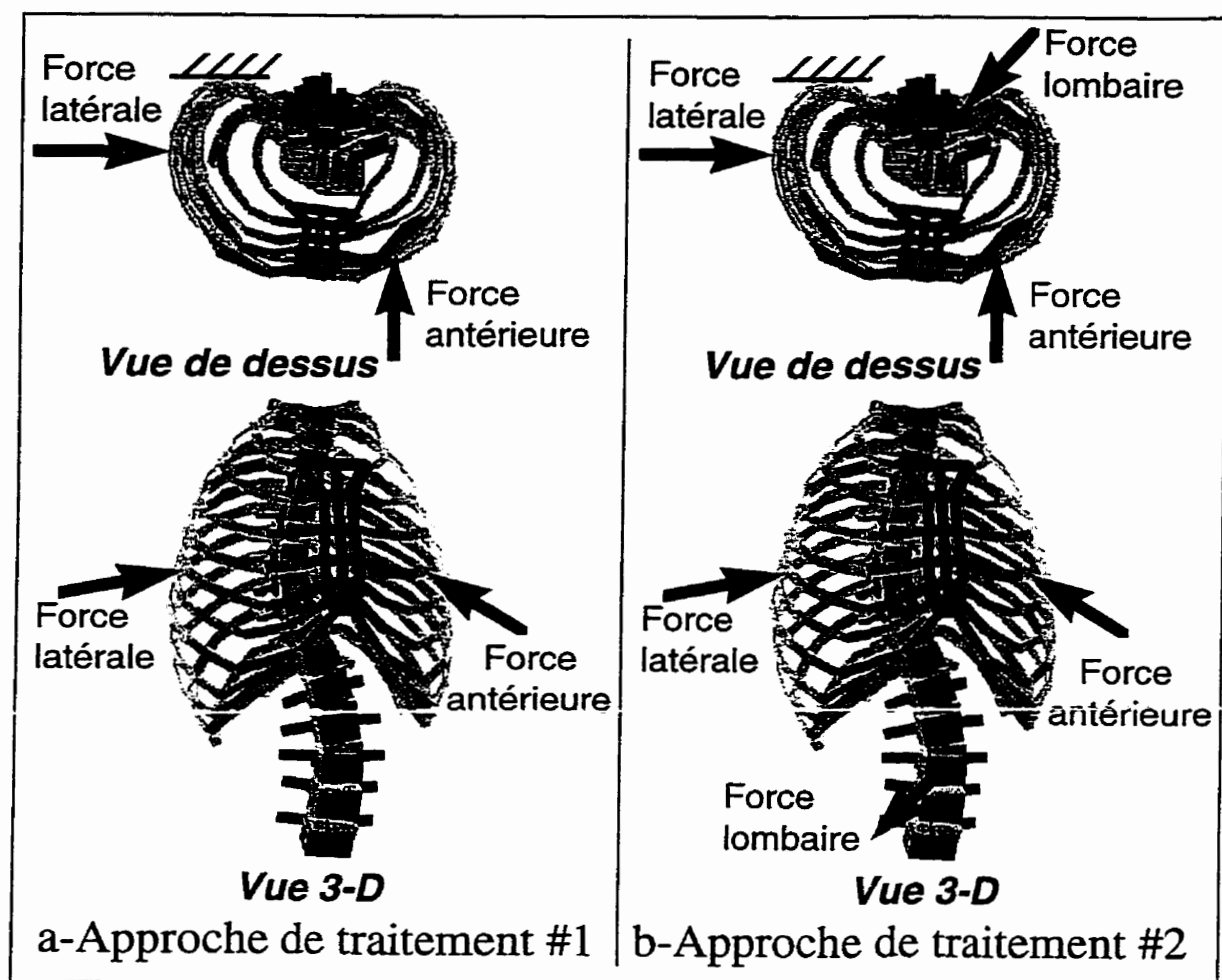


Figure 2.3 : Représentation des approches de traitement : a - Forces antérieure et latérale, b - Forces antérieure, latérale et lombaire

Figure 2.3 : New treatment proposals : a - Anterior and lateral forces, b - Anterior, lateral and lumbar forces

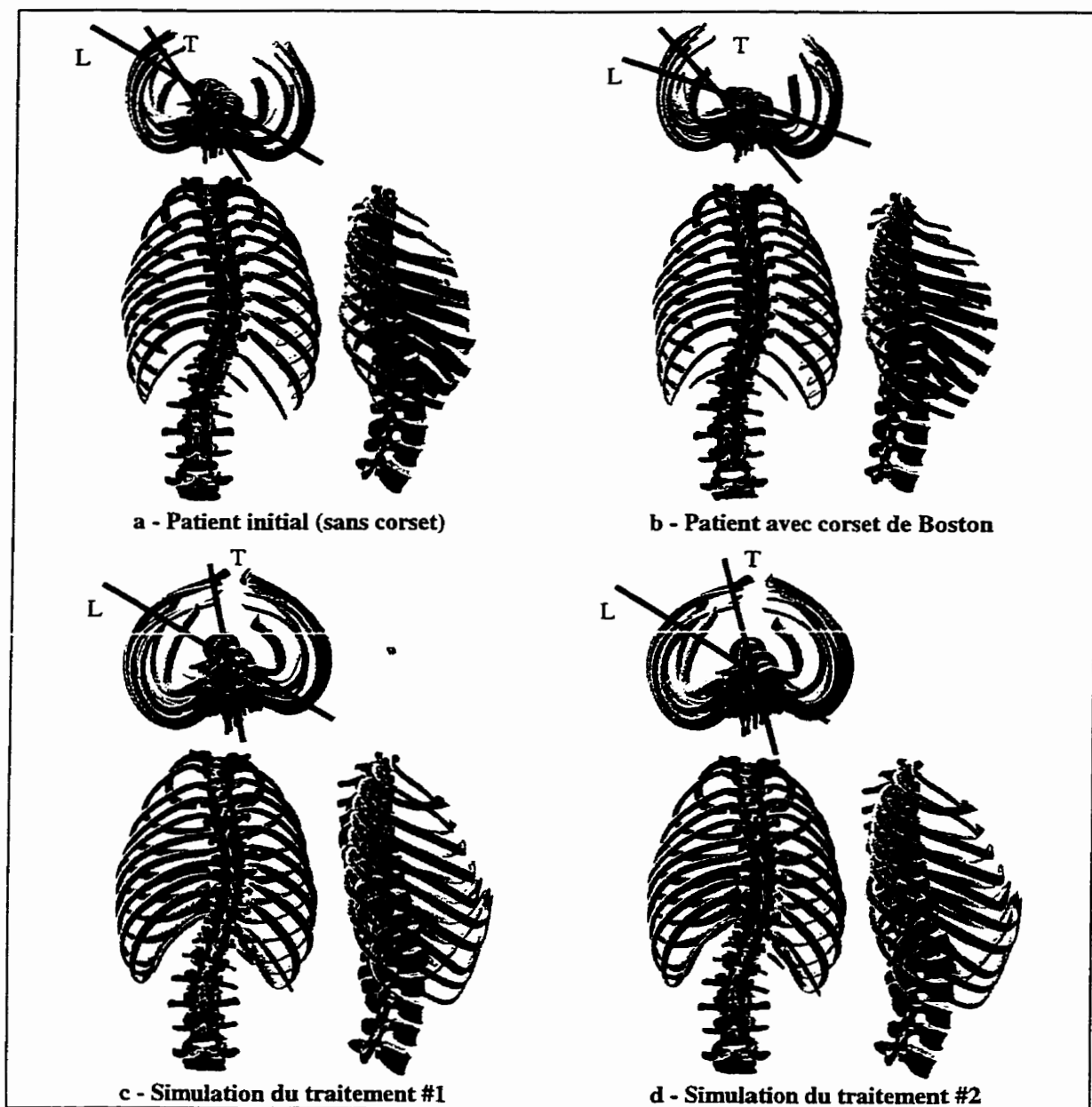


Figure 2.4 : Représentations géométriques d'un patient type : a - Géométrie initiale sans corset ; b - Patient avec corset de Boston ; c - Simulation du traitement #1 ; d - Simulation du traitement #2. Les plans de déformation maximale thoracique (T) et lombaire (L) sont tracés afin de visualiser la correction.

Figure 2.4 : Graphical representation of a typical patient : a - Initial geometry without brace ; b - Patient with Boston brace ; c - Simulation of treatment #1 ; d - Simulation of treatment #2. Thoracic (T) and lumbar (L) planes of maximum deformity are also indicated in order to show the correction.

2.3 Simplification du modèle par éléments finis

Le temps nécessaire pour effectuer une simulation avec le modèle par éléments finis est d'environ 90 minutes sur une station de travail SGI R-8000 (Silicon Graphics Inc., U.S.A.).

2.3.1 Éléments augmentant le temps de résolution

Tableau 2.2 : Répartition par éléments du temps total requis lors d'une simulation

Structure anatomique	Élément utilisé	Nombre d'éléments	% du temps total
Vertèbres	Poutre (beam4)	249	8.8
Disques intervertébraux	Poutre (beam4)	16	0.6
Côtes	Poutre (beam4)	262	9.2
Poutres d'orientation	Poutre (beam4)	17	0.6
Facettes articulaires*	Élément contact (contact49)	512	18.0*
Cartilages costaux	Poutre (beam4)	40	1.4
Sternum	Poutre (beam4)	32	1.1
Ligaments intercostaux	Ressort linéaire (link8)	399	9.3
Ligaments intervertébraux	Ressort linéaire (link8)	96	2.2
Capsules articulaires*	Ressort linéaire (link8)	32	0.7*
Coques des facettes*	Élément coque (link8)	400	21.1*
Poutres de liaison des facettes*	Poutre (beam4)	728	25.6*
Ligaments CVCT	Ressort multilinéaire (combin39)	228	1.3
*Éléments reliés aux facettes articulaires	Total	3011	100.0

Le tableau 2.2 illustre le temps requis, en proportion du temps total, pour résoudre les équations du modèle, divisé parmi les différents types d'éléments. La majorité du temps

nécessaire pour effectuer une simulation est consommé par les éléments représentant les facettes articulaires, soit 65.4% du temps total.

2.3.2 Vérification de la pertinence de la modélisation des facettes articulaires

Plusieurs essais ont été effectués afin de vérifier l'état des éléments contacts lors de simulations d'un traitement par corset. Un modèle par éléments finis d'un patient faisant partie du premier article a été analysé pour une simulation comportant deux forces de 40 N appliquées à deux endroits sur la cage thoracique. Aucun des éléments de contact n'est demeuré actif à la fin de la simulation.

Deux forces horizontales opposées ont été appliquées sur chaque apophyse transverse de la vertèbre T6. L'amplitude des forces était de 50, 100 et 150 N. Les éléments contacts n'ont pas été activés dans aucun des cas. Ces mêmes essais ont été répétés sur la vertèbre L2. Le seul cas où les éléments contacts sont actifs à la fin de la simulation est celui où les deux forces de 150 N étaient appliquées.

Deux séries de simulations ont ensuite été effectuées : une première avec des forces de 150N appliquées sur T6, puis une seconde avec les mêmes forces appliquées sur L2. Pour chaque série de simulations le modèle complet, le modèle sans les éléments contacts et coques et le modèle sans éléments contacts, coques et poutres ont été utilisés et leur

résultats ont été comparés. La rotation axiale de la vertèbre sollicitée obtenue pour chaque simulation est présentée dans le tableau 2.3 pour les deux séries d'essais.

Tableau 2.3 : Rotation axiale de la vertèbre sous charge pour les différents modèles

Simulation au niveau thoracique (T6)	Rotation axiale	Différence
Modèle complet	19.0°	
Modèle sans contacts et coques	20.1°	5.8%
Modèle sans contacts, coques et poutres	20.9°	10.4%
Simulation au niveau lombaire (L2)		
Modèle complet	14.7°	
Modèle sans contacts et coques	22.2°	51.1%
Modèle sans contacts, coques et poutres	24.6°	67.2%

Au niveau thoracique, les résultats obtenus avec les modèles simplifiés entraînent une différence inférieure à la variabilité des mesures de rotation axiale du modèle qui est de 3 degrés en moyenne (Labelle et coll., 1995). Cependant, il est possible de constater qu'au niveau lombaire, les erreurs introduites par le modèle simplifié sont beaucoup plus appréciables. Les facettes articulaires au niveau lombaire sont orientées afin de résister à la rotation axiale, ce qui explique les différences entre les modèles. Par contre, les forces appliquées étaient supérieures à celles mesurées à l'intérieur des corsets lors de traitements, qui sont de 50 N au maximum (Chase et coll., 1989; Jiang et coll., 1992; Mulcahy et coll., 1973). Le modèle simplifié ne devrait pas produire de différences significatives en limitant les forces des simulations de traitements à 100 N, étant donné que ces forces n'activaient pas les éléments de contact lors des essais.

Ainsi, étant donné ces constatations et afin d'alléger le temps de calcul pendant le processus d'optimisation, le modèle simplifié sera utilisé. Cependant, à la fin de chaque optimisation avec le modèle simplifié, le résultat optimal sera repris et simulé en utilisant le modèle complet afin d'obtenir des résultats plus précis au niveau lombaire.

2.4 Présentation de l'article #2

2.4.1 Mise en situation

L'article qui suit explique la méthode utilisée afin d'optimiser la mise en charge du tronc à la géométrie de chaque patient, en utilisant un modèle par éléments finis. Ce processus d'optimisation a été appliqué sur le modèle par éléments finis personnalisé à la géométrie des vingt patients utilisés dans le premier article.

La contribution du premier auteur à la préparation et à la rédaction de cet article est d'environ 90%. Cet article a été soumis pour publication dans la revue « Journal of Biomechanics » en tant que note technique.

2.4.2 Article #2 : Optimization Method for 3D Correction of Scoliotic Deformities Using a Finite Element Model

OPTIMIZATION METHOD FOR 3D CORRECTION OF SCOLIOTIC DEFORMITIES USING A FINITE ELEMENT MODEL

D. Gignac, B.A.Sc.^{1,2}, C.-É. Aubin, Ph.D.^{1,2}, J. Dansereau, Ph.D.^{1,2}, H. Labelle, MD²

1. École Polytechnique de Montréal
Department of Mechanical Engineering
P.O. Box 6079, Downtown Station
Montréal, Québec
H3C 3A7 CANADA
2. Sainte-Justine Hospital
Research Center
3175, Chemin de la Côte-Sainte-Catherine
Montréal, Québec
H3T 1C5 CANADA

Address for the corresponding author:

Carl-Éric Aubin, Ph.D.
École Polytechnique de Montréal
Department of Mechanical Engineering
P.O. Box 6079, Downtown Station
Montréal, Québec, H3C 3A7 CANADA
Tel: (514) 340-4711 #4437
Fax: (514) 340-5867
E-mail Address : carl-eric.aubin@meca.polymtl.ca

OPTIMIZATION METHOD FOR 3D CORRECTION OF SCOLIOTIC DEFORMITIES USING A FINITE ELEMENT MODEL

Abstract:

Scoliosis is a complex three-dimensional deformity of the spine and rib cage frequently treated by brace. Although bracing produces significant correction in the frontal plane, it generally reduces the normal sagittal plane curvatures and has limited effect in the transverse plane. The goal of this study is to develop a new optimization approach using a finite element model of the spine and rib cage in order to find optimal correction patterns. The objective function to minimize considered coronal and sagittal offsets from a normal spine at the thoracic and lumbar apices, as well as the rib hump. Two different optimization studies were performed using the finite element model which was personalized to the geometry of 20 different scoliotic patients. The first study took into account only the thoracic deformity, while the second considered both the thoracic and lumbar deformities. The optimization produced an average of 56% and 51% reduction of the objective function, for both studies respectively. Optimal forces were mostly located on the convex side of the curve. This study demonstrates the feasibility of using an optimization approach with a finite element model of the trunk to analyze the biomechanics of bracing, and can be useful to design new and more effective braces.

Keywords: Scoliosis, Optimization, Biomechanical model, Brace, 3D correction

Introduction:

Scoliosis is a complex 3D deformation of the spine and rib cage that produces cosmetic asymmetries of the upper trunk, which represent the main complaints of patients (Theologis et al., 1993). Mild to moderate scoliosis is generally treated with an orthosis like the Boston brace system to prevent curve progression and to reduce the deformity. Most studies agree that this system produces significant corrections of Cobb angles in the frontal plane (Nachemson et al., 1995). However, limited effects on the 3D aspect of the deformity have been reported (Asher et al., 1987; Willner et al., 1984), and results are generally different than expected from the forces applied on the trunk (Aubin et al., 1997). For instance, the Boston brace tends to decrease normal sagittal curvatures, has limited effect on the plane of maximum deformity, and has no significant derotational effect in the transverse plane (Labelle et al., 1996). These results may be explained by inadequate or improperly applied forces on the torso, thus an improper personalization of the brace.

In this context, a different treatment approach was proposed (Aubin et al., 1996). It consisted in applying forces on the anterior rib hump and on the convex side at the thoracic apical level, while preventing the posterior displacement of the rib hump. This approach was simulated on a biomechanical model, and although a better correction than with the Boston brace was obtained, it was found that a systematic optimization method

needed to be introduced to personalize the treatment for each patient (Gignac et al., 1998).

An optimization procedure was developed by Wynarsky and Schultz (1991) to find optimal active muscle and passive brace forces required to correct a right mid-thoracic scoliosis. The objective function considered axial and frontal vertebral rotations, and offsets from a normal spine, although the scoliotic configuration had sagittal curvatures different than normally observed in a scoliotic population. Furthermore, the objective function did not include the rib hump, which patients consider the most important cosmetic deformity (Theologis et al., 1993).

This paper introduces an optimization approach using a personalized finite element model representing the current geometry of each patient. This innovative approach was developed to study the best loading patterns required to correct the scoliotic deformities in 3D.

Methods:

- **Biomechanical Finite Element Model:**

A personalized model of the trunk that was previously used for the simulation Boston brace treatment was utilized (Aubin et al., 1995, 1996; Descrimes et al., 1995). It contains 1411 nodes and 3011 elements representing thoracic and lumbar vertebrae, intervertebral

disks, ribs, sternum, intervertebral and intercostal ligaments, costo-vertebral and costo-transverse joints and zygapophysal articulations. Material properties were taken from published experimental data (Descrimes et al., 1995; Lavaste, 1990). Muscles were not considered in the model as they were not proven to have an active contribution in braces (Wynarsky et al., 1989). L5 was blocked to simulate the brace's restrain on the pelvis and T1's translation was locked in the transverse plane to keep the head balanced.

- Personalization of the model

The initial geometry of the model was obtained using a multi-view radiographic reconstruction technique (Dansereau et al., 1990; Aubin et al., 1995). Twenty different models representing adolescents with idiopathic scoliosis (17 girls, 3 boys) were generated. The adolescents were 12.8 ± 2.4 years old, with right thoracic (mean Cobb $32.0 \pm 5.9^\circ$) and left lumbar (mean Cobb $34.2 \pm 7.3^\circ$) curves (table 1). The apical level of their thoracic and lumbar curves were respectively between T8-T10 and L1-L3.

- Objective function

A normal spine was defined using eleven healthy subjects. The normalized distance of each vertebral body from the spinal axis (defined by Stokes et al., 1994) was computed in the sagittal plane. The objective function included five terms representing 3D descriptors of trunk deformity: A-the distances in the sagittal plane between the normal spine and the kyphosis and lordosis apices (X_K and X_L ; figure 2.5a); B-the distances in the coronal plane between the vertebral body and the spinal axis at the thoracic and lumbar apices (Y_T

and Y_L ; figure 2.5b); C-the rib hump (G) calculated as the distance between the most posterior points on the left and right ribs at the level of the greatest deformity (figure 2.5c). The objective function φ is the weighted sum of the square of these descriptors:

$$\varphi = W_1 \cdot (G)^2 + W_2 \cdot [(Y_T)^2 + (Y_L)^2] + W_3 \cdot [(X_K)^2 + (X_L)^2]$$

where W_1 , W_2 and W_3 are the weights assigned for the correction of descriptors in the transverse, coronal and sagittal planes. These weights can be changed (from 0 to 1) proportionally to the importance given for each descriptor. In this study, W_1 and W_2 were set equal to unity, and W_3 to 0.5. They were chosen to focus correction on the frontal curvatures and the rib deformity. The objective function reaches a minimum at zero, which corresponds to a normal subject.

- Optimization variables

Two forces were applied on the thorax and a third one on the lumbar spine (figure 2.6). The variables “F1”, “F2” and “F3” represent the magnitude of each force, which could vary from 0 to 100N. The forces F1 and F2 were always applied normally to the trunk. “H1” and “H2” specify the anatomical levels of forces F1 and F2, either on the 5th, 7th or 9th rib. “N1” and “N2” related to the nodes on the rib where the force F1 and F2 were

applied. Finally, “ θ_3 ” represents the angle in the transverse plane of F3 with respect to the X direction, counterclockwise.

- Convergence conditions

Conditions to stop the optimization process were defined as follows:

- i. The total number of iterations exceeded 200.
- ii. A variation smaller than 1N of any force between the last two iterations, or the last iteration and the best one. This variation corresponds to 1% change in the allowed range. The best iteration is the one with the smallest objective function.
- iii. A variation smaller than 0.1mm^2 of the objective function between the last two iterations or the last iteration and the best, which is considered a very small change.

- Optimization Procedure

Two different optimization studies were conducted using the Ansys V5.3 advanced zero order optimization algorithm (Ansys Inc., U.S.A.). The first one took into account only the thoracic deformity by applying two forces on the ribs (F1 and F2). The second study additionally used a third force (F3) applied on the apical lumbar vertebra.

The first step of each optimization study consisted in performing an initial series of iterations using arbitrarily specified variables. The algorithm required 8 iterations before

starting the optimization process for the first study, and 10 iterations for the second one. For the second step the software calculated values for each variable and performed a new iteration. After each iteration, the descriptors (G , X_K , X_L , Y_T , and Y_L) were calculated and the objective function was computed. If the descriptors were within a range of $\pm 15\text{mm}$, the iteration was then considered as a possible solution, and a convergence check was done. The program repeatedly calculated possible values for each variable and performed new iterations until convergence.

The resulting geometry of the optimization was compared to the initial and in brace configurations using the following clinical indices: frontal and sagittal Cobb angles, angle of the plane of maximum deformity measured with respect to the sagittal plane, axial rotation at the thoracic apical level and maximum rib hump (Labelle et al., 1996). A paired Student t-test was used to compare significant changes with respect to initial configuration.

Results:

Convergence was obtained for 60% of the patients in the first study, and for 35% in the second one using the specified criteria. It took an average of 12 hours and 125 iterations to converge with a SGI R-8000 workstation. The best iteration for runs that did not converge after 200 iterations reduced the objective function by an average of 49%.

They were also included in the results because they converged slowly and would eventually reach an optimum.

The objective functions were reduced by an average of 56% and 51% respectively for the first and the second study. The descriptors G , X_K , X_L , Y_T , and Y_L were respectively reduced by an average of 43%, 51%, 3%, 10% and 17% for the first study, and by 30%, 48%, 0.1%, 40% and 45% for the second study. The clinical indices were mostly improved on the resulting geometry, except for the axial rotation at the thoracic apex and the orientation of both planes of maximum deformity. Table 2.4 lists the average clinical indices of the 20 patients before their treatment, with their Boston brace and the best iteration of the optimization studies.

The best forces for the first optimization study were as follows: F1 was mostly located on the anterior convex side of the 5th rib with an average amplitude of 63N. F2 was located postero-laterally on the convex side of the 9th rib with an average amplitude of 34N. The reaction forces at T1 due to the boundary conditions had average amplitudes of 0N and -19N in the X and Y directions and 4N, -33N and 0N in the X, Y and Z directions at L5.

For the second optimization study, F1 was mostly located postero-laterally on the convex side of the 5th rib with an amplitude of 64N. F2 was located on the anterior convex side of the 7th rib with an amplitude of 34N. The lumbar force (F3) was oriented at about 190° with respect to the X axis, with an amplitude of 57N. The reaction forces had amplitudes

of 8N and -16N in the X and Y directions at T1, and 31N, -24N and 3N in the X, Y and Z directions at L5. Typical results for a given patient are shown in figure 2.7.

Discussion:

Results are generally in agreement with current bracing theories using three point forces per curve. The main difference is the lumbar force, which is mainly oriented posteriorly. Wynarsky et al. (1991) also reported optimal corrective forces located on the convex side of the curve, but mostly oriented anteriorly. This difference is probably due to the initial patient configuration that did not have the typical scoliotic flat sagittal curvatures. Moreover, the rib hump deformity was not considered.

Other factors associated to the methods may influence the overall results of this study, such as the boundary conditions applied to the model. These conditions should be chosen carefully as they produce reaction forces at T1 and L5, which are not necessary present in a real brace. For instance, the reaction force at T1 may represent the combined effect of the counterweight needed opposite to the thoracic forces (F1&F2) or the possible forces required to keep the trunk balanced. This study also questions the efficacy of using only 3 point forces applied on the torso to reduce the multi degrees of freedom components of the scoliotic deformities. Other factors intrinsic to the finite element model, such as the personalization of the mechanical properties, may limit the current results for direct application to real treatment.

The choice of the weights of the objective function was quite adequate because the reduction of descriptors were of similar magnitude. However, these weights can be changed to focus on a specific correction for each patient's deformities. The range allowed for the five descriptors was arbitrarily set at $\pm 15\text{mm}$ because it was slightly lower than the average value for all descriptors and seemed acceptable for a residual deformity. If this range is set smaller, less simulations will converge, but the ones that do will obtain a greater correction. By opposition, allowing a larger range will produce a poorer correction. The weights of terms in the objective function, as well as the range allowed for the descriptors should be personalized for each patient in order to choose where to put the emphasis of the correction.

This study demonstrates the feasibility of an optimization approach to find effective corrective forces in the 3D treatment of idiopathic scoliosis based on the personalized spinal and rib cage geometry of patients. Other studies could now be made to analyze different 3D descriptors and their effect on the clinical indices, especially the ones that were not improved (i.e.: lumbar Cobb angle, axial rotation and planes of maximum deformity). In the long term, this approach could help physicians and orthotists to optimize the placement of pads and cushions in braces to produce better corrections and improve bracing in idiopathic scoliosis.

Acknowledgements:

This study was funded by the Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada. The finite element model used in this study was developed in collaboration with the Biomechanics Laboratory of the É.N.S.A.M. (Paris).

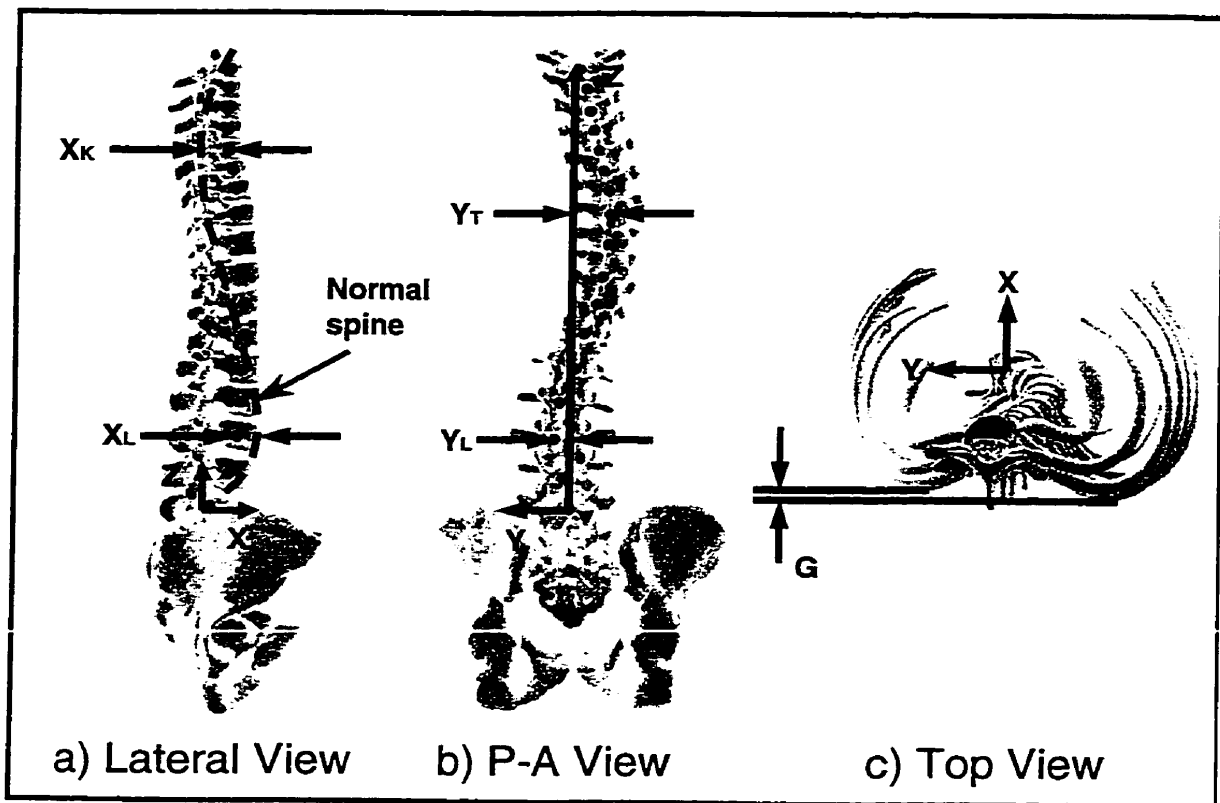


Figure 2.5 : Schematic representation of the 3D descriptors in the lateral, P-A and top views.

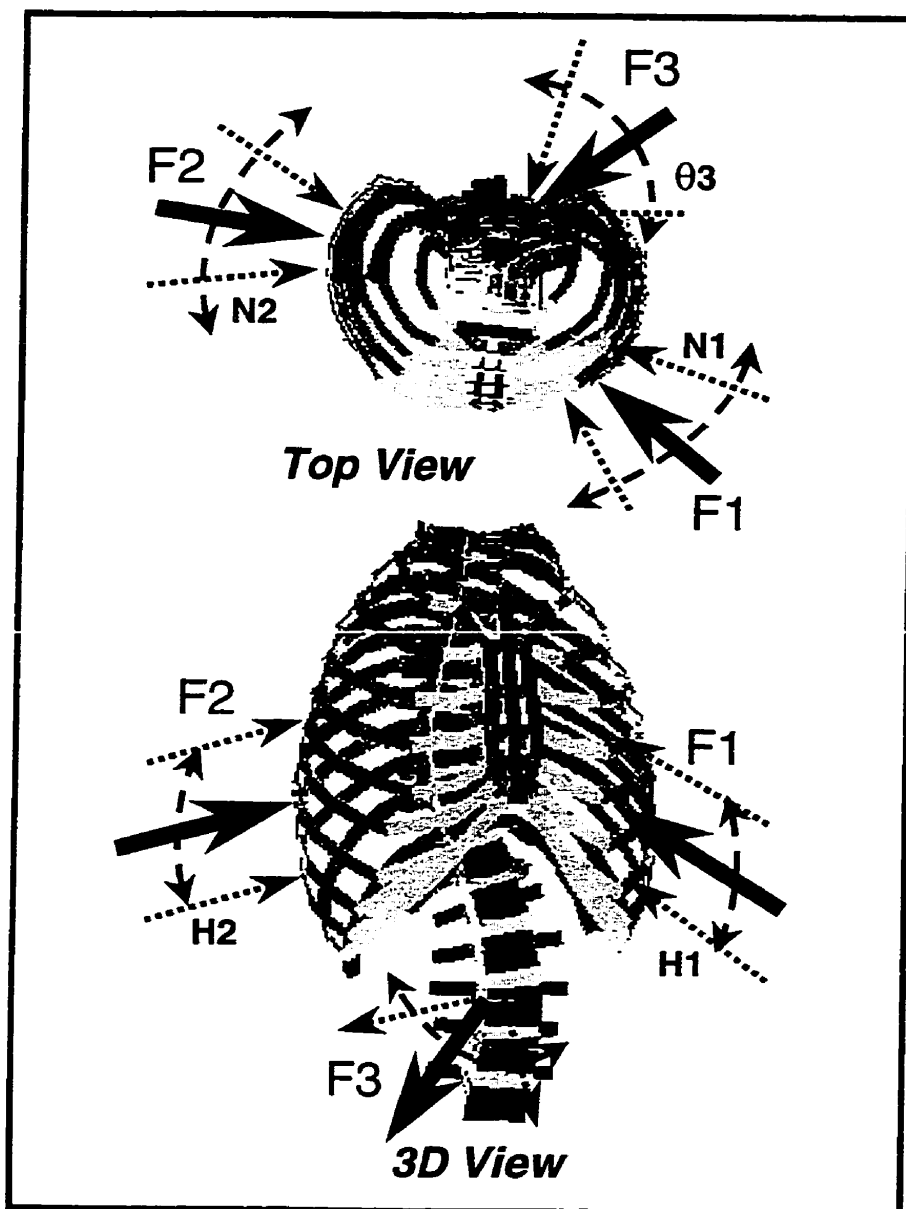


Figure 2.6 : Design variables used for the optimization studies. $F3$ and $\theta3$ are only used for the second study.

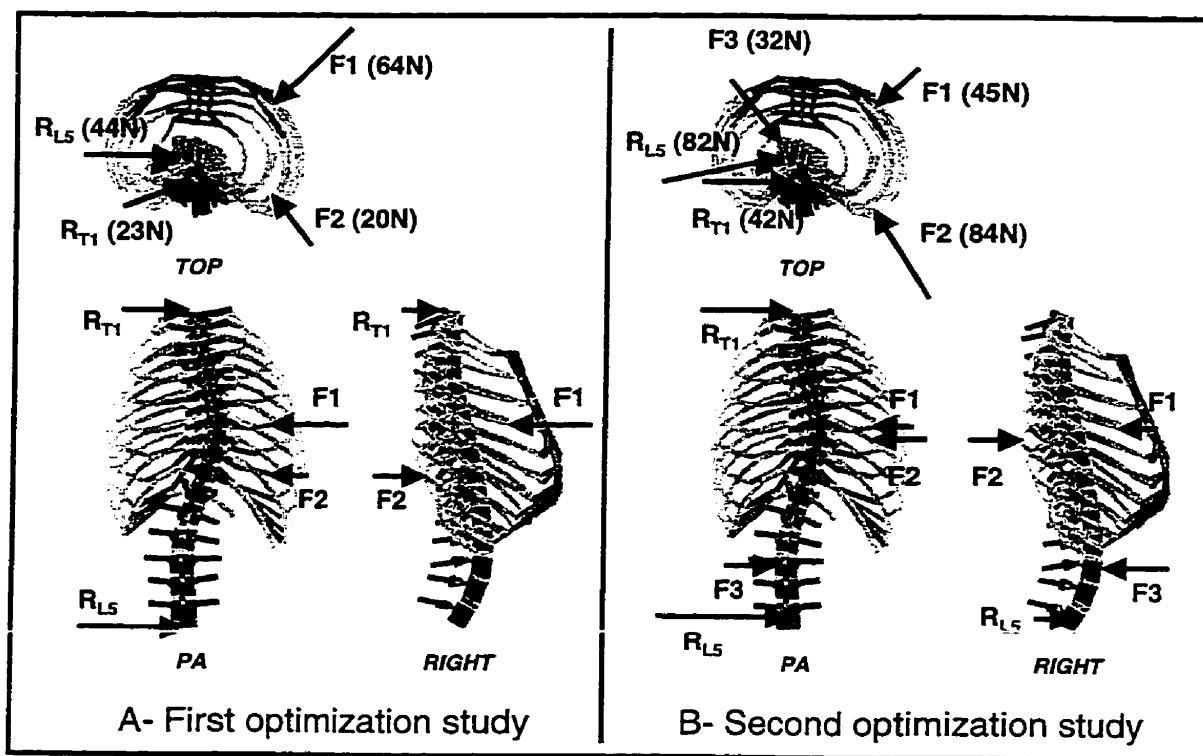


Figure 2.7 : Graphical representation on a typical patient of the optimal forces (F1, F2 and F3) and the reaction forces (R_{T1} and R_{L5}) for the two optimization studies. This patient had resulting forces close to the average values reported.

Tableau 2.4 : Clinical indices (Mean \pm Std) evaluated on the trunk geometry of the 20 patients. Significant change from the initial configuration using a paired Student T-test ($p<0.05$) is shown by (S).

Index	Initial geometry	Patient in Boston Brace	Best results for the first study	Best results for the second study
Cobb angles in the frontal plane				
• Thoracic	32° \pm 6°	30° \pm 6° (S)	27° \pm 6° (S)	27° \pm 7° (S)
• Lumbar	34° \pm 7°	31° \pm 7° (S)	34° \pm 7°	33° \pm 6° (S)
Angles in the sagittal plane				
• Thoracic kyphosis	33° \pm 12°	28° \pm 9° (S)	34° \pm 10°	37° \pm 11° (S)
• Lumbar lordosis	38° \pm 12°	30° \pm 13° (S)	36° \pm 12° (S)	32° \pm 11° (S)
Angles of the plane of maximum deformity with respect to the sagittal plane				
• Thoracic	38° \pm 20°	42° \pm 23°	33° \pm 20° (S)	36° \pm 19°
• Lumbar	39° \pm 19°	48° \pm 25° (S)	38° \pm 21°	45° \pm 23° (S)
Angles in the transverse plane				
• Axial rotation at thoracic apex	-6° \pm 6°	-5° \pm 6°	-5° \pm 8°	-6° \pm 8°
• Maximum rib hump angle	-7° \pm 4°	-6° \pm 6°	-5° \pm 4° (S)	-5° \pm 5° (S)

2.5 Éléments complémentaires sur la méthode d'optimisation utilisée

La méthode d'optimisation utilisée visait à déterminer une combinaison de variables afin de converger vers le minimum d'une fonction objective spécifiée sujette à des contraintes. Ainsi, dans le second article présenté à la section 2.4.2, le problème d'optimisation était le suivant :

Soient les variables :

F1, F2, F3	l'amplitude des forces 1, 2 et 3 (Newtons)
H1, H2	le niveau anatomique d'application des forces 1 et 2
N1, N2	la localisation des forces 1 et 2
θ_3	l'angle de la force 3 par rapport à la direction antérieure (degrés)

Minimiser la fonction objective :

$$\begin{aligned}\varphi &= \text{poids} \cdot (\text{gibbosité})^2 + \text{poids} \cdot (\text{déf. frontales})^2 + \text{poids} \cdot (\text{déf. sagittales})^2 \\ \varphi &= W_1 \cdot (G)^2 + W_2 \cdot [(Y_T)^2 + (Y_L)^2] + W_3 \cdot [(X_K)^2 + (X_L)^2]\end{aligned}$$

Soumise aux contraintes :

$-15 < G < 15$	intervalle de la gibbosité (mm)
$-15 < Y_T < 15$	intervalle de la déformation à l'apex thoracique dans le plan frontal (mm)
$-15 < Y_L < 15$	intervalle de la déformation à l'apex lombaire dans le plan frontal (mm)
$-15 < X_K < 15$	intervalle de la différence entre la cyphose et une colonne normale dans le plan sagittal (mm)
$-15 < X_L < 15$	intervalle de la différence entre la lordose et une colonne normale dans le plan sagittal (mm)
$W_1 = 1$	pondération de la gibbosité
$W_2 = 1$	pondération des descripteurs dans le plan frontal
$W_3 = 0.5$	pondération des descripteurs dans le plan sagittal

L'algorithme d'optimisation du logiciel Ansys utilisé dans le deuxième article est appelé « Subproblem Approximation Method ». Il est décrit comme une méthode avancée d'ordre zéro; c'est-à-dire qu'il nécessite seulement la valeur des variables et non de leur dérivée (ou gradient). L'algorithme fait une approximation de la fonction objective en la remplaçant par une équation polynomiale des variables déterminée par la méthode des moindres carrés. L'équation, sous sa forme la plus complexe, est un polynôme quadratique incluant le produit croisé des variables de la forme suivante :

$$f(x) = a_0 + \sum_{i=1}^n a_i \cdot x_i + \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^n b_{ij} \cdot x_i \cdot x_j$$

où a_i est le coefficient associé à la variable x_i et b_{ij} est le coefficient associé au produit des variables x_i et x_j . Ces coefficients sont déterminés en utilisant une équation d'estimation de l'erreur de chaque variable. Les contraintes sont ensuite intégrées dans l'équation estimant la fonction objective à l'aide de fonctions de pénalité. Ces pénalités prennent une valeur nulle lorsque la contrainte est à l'intérieur de ses limites et augmente exponentiellement lorsque la contrainte se rapproche à une valeur seuil des limites déterminée par l'ordinateur.

Une technique séquentielle de minimisation (appelée « Sequential Unconstrained Minimization Technique ») utilise des sous-itérations pour minimiser l'expression de la fonction objective à chaque itération. Il s'agit d'un algorithme interne d'Ansys pour lequel il n'existe pas de documentation disponible. Par la suite, la valeur des variables

pour la prochaine itération est calculée en se basant sur la dernière itération ainsi que sur l'itération ayant obtenu la plus petite fonction objective.

2.6 Méthodes des études de sensibilité

La méthode d'optimisation présentée dans le deuxième article utilise plusieurs paramètres spécifiés d'avance tels que les conditions d'arrêt, les limites permises pour chaque variable et la pondération des termes de la fonction objective. Afin d'étudier l'effet d'un changement de ces valeurs, des études de sensibilités ont été effectuées.

2.6.1 Sensibilité des critères d'arrêt

Dans le module d'optimisation du logiciel Ansys, plusieurs critères d'arrêt doivent être spécifiés : le nombre maximal d'itérations, les critères d'arrêt sur la variation des forces calculées et sur la variation de la fonction d'optimisation entre deux itérations. Ces critères d'arrêt sont essentiels afin d'arrêter le processus d'optimisation.

Le nombre maximal d'itérations sert à arrêter le processus lorsque l'optimisation ne converge pas, ou lorsqu'elle prend trop de temps à converger. Il peut être fixé à n'importe quelle valeur. Les deux autres critères affectent l'optimisation car, s'ils sont choisis trop petits, le processus risque de ne pas trouver de solution optimale. Par contre, s'ils sont

choisis trop grands, le processus d'optimisation risque d'arrêter à une valeur intermédiaire au minimum recherché.

L'étude de sensibilité des critères d'arrêt est divisée en deux parties distinctes : la sensibilité des critères d'arrêt des forces et celle de la fonction objective. Pour la première partie, les critères d'arrêt des forces ont été modifiés tour à tour par une valeur haute de 5 N (Essai 1) et une valeur basse de 0.5 N (Essai 2) tout en gardant le critère d'arrêt de la fonction objective à la valeur de référence de 0.1 mm^2 utilisée dans le second article. Pour la seconde partie, le critère d'arrêt de la fonction objective a été changé à une valeur haute de 10 mm^2 (Essai 3) et une valeur basse de 0.05 mm^2 (Essai 4) tout en gardant les critères d'arrêt des forces à leur valeur de référence de 1 N.

2.6.2 Sensibilité des intervalles des descripteurs

La deuxième étude de sensibilité porte sur l'intervalle des valeurs permises des descripteurs. Lorsque tous les descripteurs sont compris dans cet intervalle, l'itération est considérée parmi les solutions possibles. C'est aussi la valeur maximale que chaque descripteur peut prendre, donc la valeur maximale de la déformation résiduelle acceptable. Cet intervalle affecte la recherche de la solution optimale car s'il est choisi trop petit, aucune solution ne se situera à l'intérieur, ne permettant pas au logiciel de converger. Par contre, s'il est choisi trop grand, la configuration finale du patient risque de présenter des déformations résiduelles non-acceptables.

L'intervalle des descripteurs a été défini à deux valeurs hautes (± 20 mm, essai 1; ± 18 mm, essai 2), puis par deux valeurs basses (± 12 mm, essai 3; ± 10 mm, essai 4). Ces essais ont été comparés à la simulation utilisant l'intervalle de référence, qui est de ± 15 mm.

2.6.3 Sensibilité de la pondération des termes de la fonction objective

Le poids des termes de la fonction objective affecte également la solution du processus d'optimisation. Chacun des poids a été changé à une valeur haute (1) et une valeur basse (0.1), selon un plan d'expérimentation factoriel complet de 3 facteurs à 2 modalités (Clément, 1998). En tout, 8 essais ont été effectués avec les valeurs des poids définis dans le tableau 2.5. Ces essais ont ensuite été analysés en calculant l'effet de chaque poids, des interactions doubles et de l'interaction triple sur chacun des descripteurs. Ces effets représentent les coefficients de l'équation d'approximation de chaque descripteur en fonction de la pondération des termes. Par exemple, pour l'équation de la gibbosité :

$$G = G_{moy} + \sum_{i=1}^3 \frac{E_{Wi}}{2} \cdot W_i + \sum_{i=1}^3 \sum_{j=1}^3 \frac{E_{WiWj}}{2} \cdot W_i W_j \Big|_{i \neq j} + \frac{E_{W1W2W3}}{2} \cdot W1W2W3$$

où G_{moy} est la valeur moyenne de la gibbosité,

E_{Wi} est l'effet du poids Wi sur la gibbosité,

E_{WiWj} est l'effet de l'interaction double des poids Wi et Wj sur la gibbosité,

E_{W1W2W3} est l'effet de l'interaction triple des poids $W1W2W3$ sur la gibbosité,

Wi est la valeur du poids (+1 pour la valeur haute et -1 pour la valeur basse).

Tableau 2.5 : Plan factoriel de l'étude de sensibilité de la pondération des descripteurs

Essai	Poids associé à la gibbosité maximale (W1)	Poids associé aux descripteurs du plan frontal (W2)	Poids associé aux descripteurs du plan sagittal (W3)
1	0.1	0.1	0.1
2	0.1	0.1	1
3	0.1	1	1
4	0.1	1	0.1
5	1	1	0.1
6	1	1	1
7	1	0.1	1
8	1	0.1	0.1

Étant donné la complexité de cette équation, il est nécessaire de déterminer les effets significatifs afin de pouvoir choisir plus facilement la pondération correspondant à la correction recherchée.

Des graphiques de Daniel servant à déterminer les effets significatifs ont été utilisés. Ces graphiques illustrent la valeur absolue gaussienne en fonction de l'effet de chaque poids, interaction double ou interaction triple. Cette valeur absolue gaussienne est obtenue en prenant le rang de la valeur absolue de chaque effet et en calculant sa probabilité sur une échelle gaussienne centrée-réduite. Les points correspondant aux essais qui sont significativement différents des autres se démarquent de la tendance générale qui suit une droite (Clément, 1998).

2.7 Résultats des études de sensibilité

2.7.1 Critères d'arrêt

Les résultats de l'étude de sensibilité des critères d'arrêts sont présentés dans le tableau 2.6. L'essai 1 a pris moins de temps pour converger que l'essai de référence car le critère d'arrêt sur les forces a été élargi. Par contre, l'essai 2 avec un critère d'arrêt plus strict a pris presque le double d'itérations pour converger. De même, en changeant le critère d'arrêt de la fonction objective pour une valeur plus grande, le processus d'optimisation s'est arrêté plus vite que la référence (Essai 3). Le critère d'arrêt de la fonction objective pour l'essai 4 a été changée à une valeur plus stricte, ce qui n'a rien changé car le processus s'est arrêté lorsque les forces ont atteint le critère d'arrêt, comme il a été le cas pour la référence.

Tableau 2.6 : Résultats de l'étude de sensibilité des critères d'arrêt

Essai	Critères d'arrêt des forces (N)	Critère d'arrêt de φ (mm ²)	Nombre d'itérations	G (mm)	Y _T (mm)	Y _L (mm)	X _K (mm)	X _L (mm)	φ (mm ²)
Réf.	1*	0.1	78	12.5	0.8	6.9	14.9	0.2	316
1	5*	0.1	72	12.8	0.6	6.9	15.0	0.1	322
2	0.5*	0.1	124	10.8	0.8	6.7	15.3	0.4	279
3	1	10*	68	12.8	0.6	6.9	15.0	0.1	322
4	1*	0.05	78	12.5	0.8	6.9	14.9	0.2	316

* Indique le critère d'arrêt qui a fait converger l'optimisation

Les valeurs finales des forces, ainsi que leurs localisations convergeaient toutes vers les mêmes valeurs (voir les graphiques de convergence de l'essai 2, présentés aux figures 2.8

à 2.12). Cet essai est représentatif du comportement général de toutes les séries d'optimisation. Sur ces graphiques, les itérations dont les descripteurs G , Y_T , Y_L , X_K et X_L étaient inférieurs à 30 mm, soit le double de la valeur permise, ont été reliés par une courbe afin de visualiser les tendances de celles-ci. La figure 2.8 illustre la convergence de la fonction objective démontrant que cet essai a commencé à converger vers la soixantième itération. La convergence des descripteurs est illustrée aux figures 2.9 à 2.11 et celle des forces à la figure 2.12. Le descripteur X_K (distance entre une colonne normale et la cyphose dans le plan sagittal) semble osciller vers la valeur maximale permise de 15 mm et la force $F1$ atteint la valeur maximale de 100 N vers la fin de l'optimisation. De même, il est intéressant de noter que les descripteurs G et X_L (gibbosité et distance entre une colonne normale et la lordose dans le plan sagittal) subissent une baisse importante vers la soixantième itération, pour ensuite se stabiliser vers leur optimum.

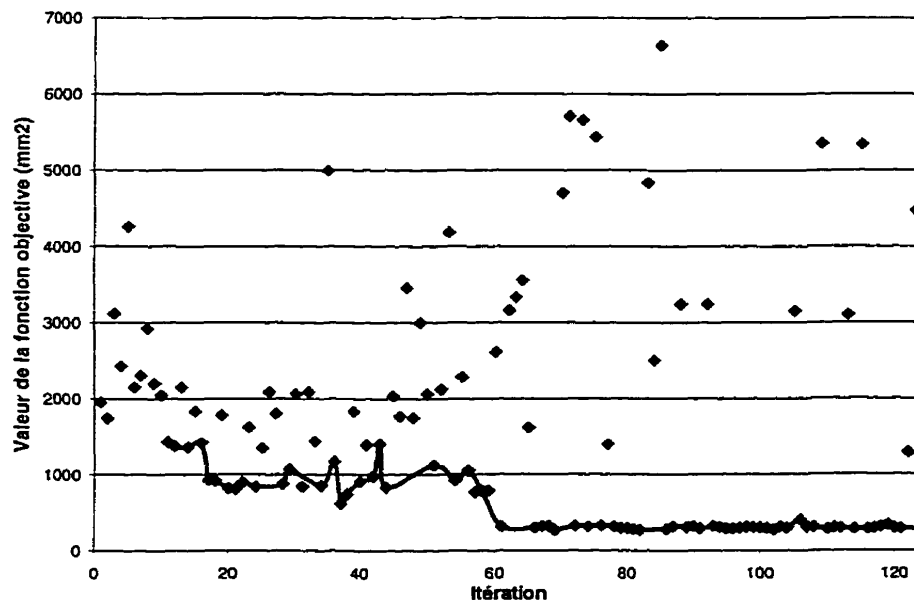


Figure 2.8 : Graphique de convergence de la fonction objective pour l'essai 2

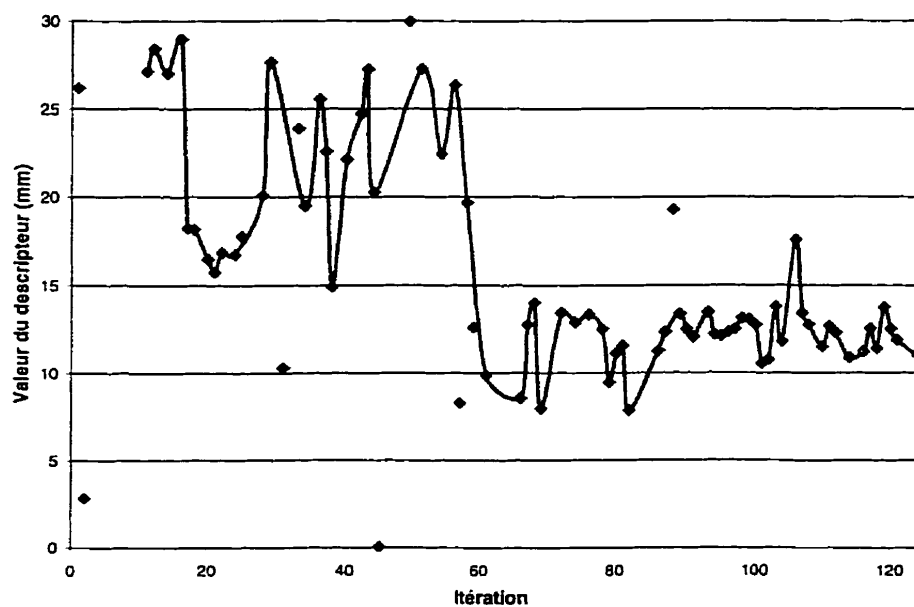


Figure 2.9 : Graphique de convergence de la gibbosité pour l'essai 2

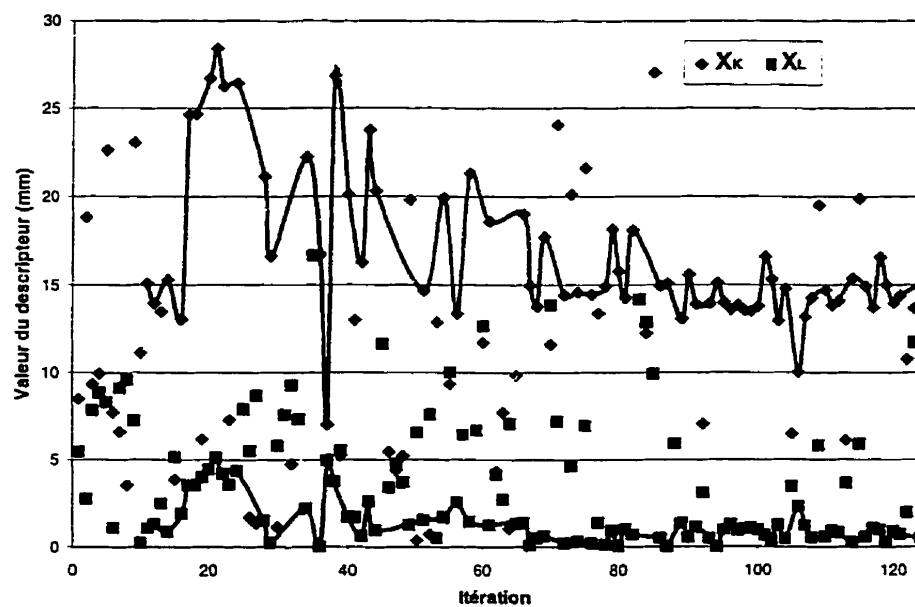


Figure 2.10 : Graphique de convergence des descripteurs du plan sagittal (X_K et X_L) pour l'essai 2

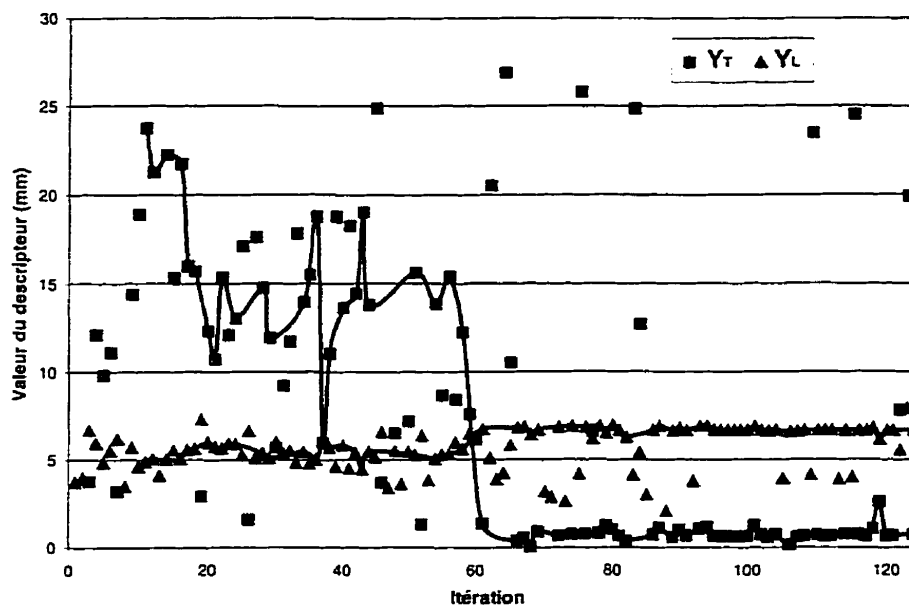


Figure 2.11 : Graphique de convergence des descripteurs du plan frontal (Y_T et Y_L) pour l'essai 2

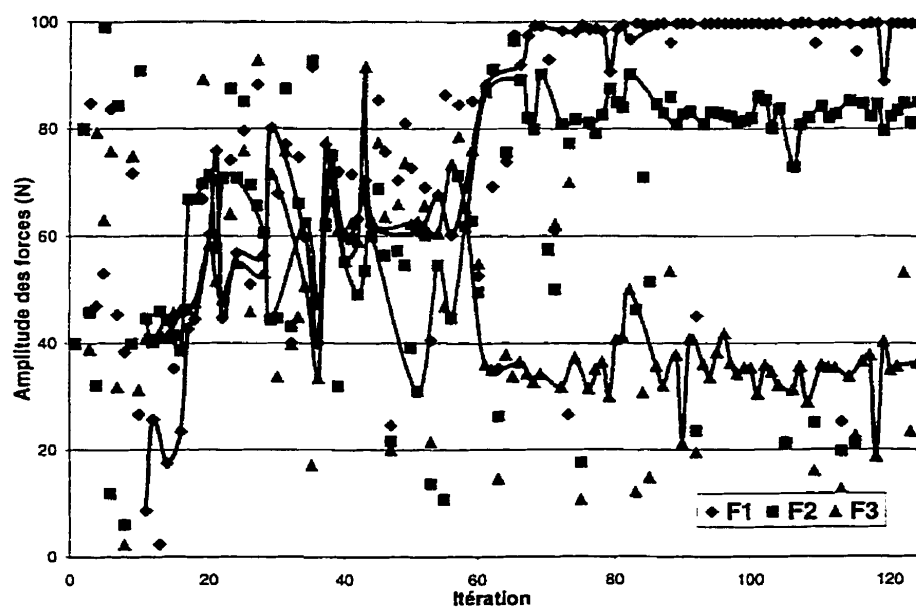


Figure 2.12 : Graphique de convergence de l'amplitude des forces pour l'essai 2

2.7.2 Limites permises des descripteurs

Les résultats de l'étude de sensibilité des limites permises des descripteurs sont présentés dans le tableau 2.7.

Tableau 2.7 : Résultats de l'étude de sensibilité des limites des descripteurs

Essai	Limite permise	Nombre d'itérations	G (mm)	Y_T (mm)	Y_L (mm)	X_K (mm)	X_L (mm)	ϕ (mm ²)
Réf.	±15mm	78	12.5	0.8	6.9	14.9	0.2	315
1	±20mm	400*						
2	±18mm	68	7.1	0.4	6.1	16.5	0.9	223
3	±12mm	78	10.7	0.8	6.6	11.1	4.6	230
4	±10mm	400*						

* Indique que la convergence n'a pas été atteinte après 400 itérations

Pour l'essai de référence, le descripteur X_K (distance entre une colonne normale et la cyphose dans le plan sagittal) est celui le plus près de la limite supérieure permise. De même, pour les deux essais qui ont convergé, la valeur optimale trouvée est lorsque le descripteur X_K est près de la limite supérieure permise. De plus, la valeur finale des forces est à peu près la même pour tous les essais.

2.7.3 Pondération des termes de la fonction objective

Les résultats des descripteurs pour les 8 différents essais du plan factoriel complet sont présentés dans le tableau 2.8.

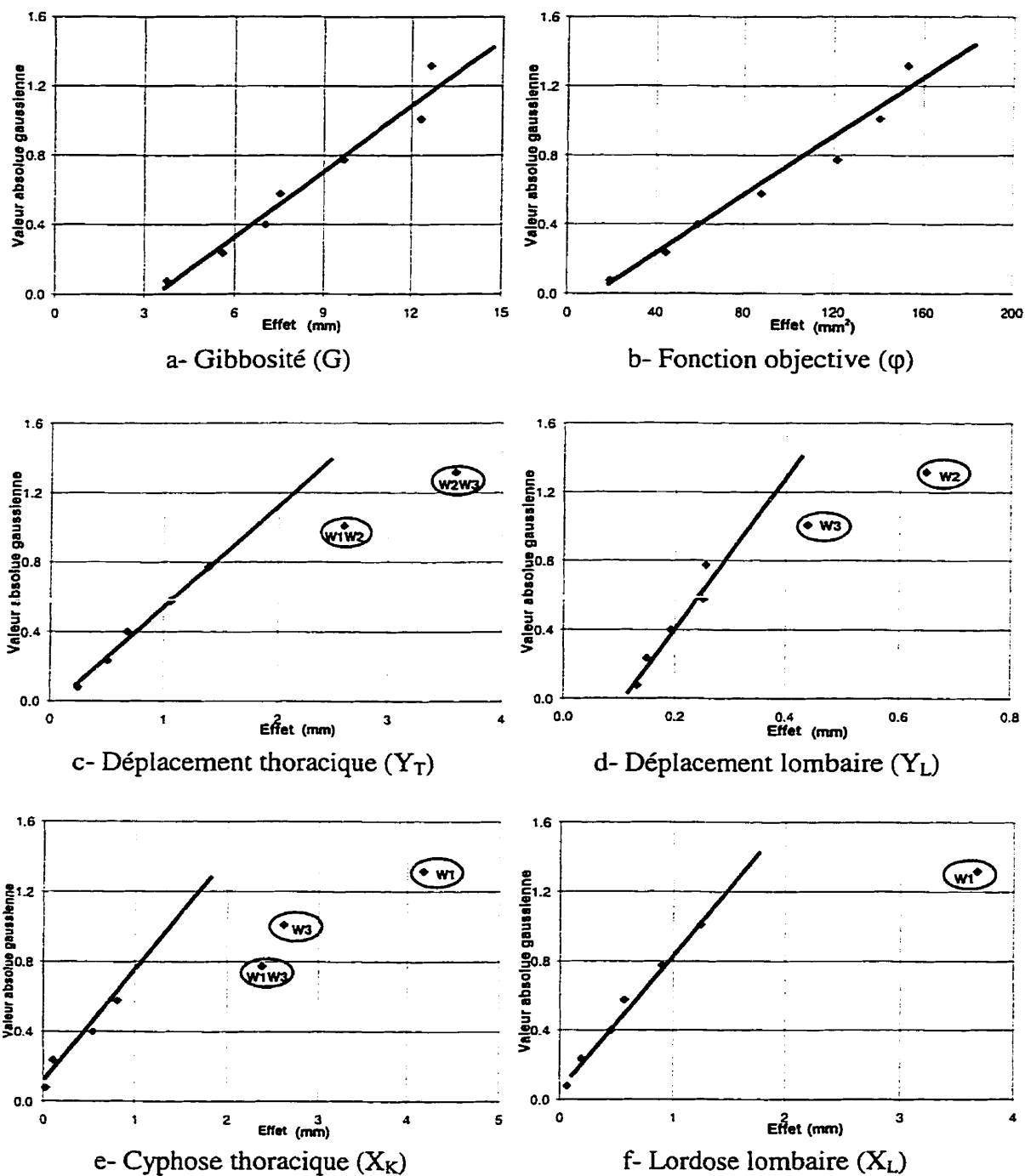
Tableau 2.8 : Résultats de l'étude de sensibilité de la pondération des termes de la fonction objective

Essai	W_1	W_2	W_3	Nombre d'itérations	G (mm)	Y_T (mm)	Y_L (mm)	X_K (mm)	X_L (mm)	ϕ (mm ²)
1	0.1	0.1	0.1	78	8.4	0.8	6.7	12.3	4.0	28
2	0.1	0.1	1	67	11.8	6.3	6.1	7.9	5.3	113
3	0.1	1	1	67	13.0	5.6	6.7	8.1	4.9	181
4	0.1	1	0.1	142	41.7	7.7	7.2	13.7	2.8	303
5	1	1	0.1	64	10.0	4.5	6.7	15.0	0.1	188
6	1	1	1	61	12.5	0.8	6.9	15.2	0.1	435
7	1	0.1	1	51	10.7	6.2	5.6	13.9	0.3	316
8	1	0.1	0.1	70	3.6	3.3	6.4	14.6	1.9	40

Avec ces essais, sept différents effets peuvent être calculés et sont présentés dans le tableau 2.9. Ils représentent l'importance relative des poids pris individuellement, en paires et en triple sur chacun des descripteurs, ainsi que sur la fonction objective. Ces effets correspondent aux coefficients de l'équation-type présentée à la section 2.6.3. Les graphiques de Daniel servant à déterminer les effets significatifs pour chacun des descripteurs et pour la fonction objective sont présentés à la figure 2.13. Les effets significativement différents des autres se démarquent de la tendance générale qui suit une droite et sont indiqués sur chacun des graphiques (Clément, 1998).

Tableau 2.9 : Effets associés à la pondération de la fonction objective

Contraste	Effets sur G (mm)	Effets sur Y_T (mm)	Effets sur Y_L (mm)	Effets sur X_K (mm)	Effets sur X_L (mm)	Effets sur ϕ (mm ²)
W1	-12.6	-1.4	-0.3	4.2	-3.7	88
W2	7.5	0.5	0.6	0.8	-0.9	1536
W1W2	-9.7	-2.6	0.1	0.0	-0.1	-19
W3	-7.0	0.7	-0.4	-2.6	0.5	121
W1W3	5.6	-1.1	0.1	2.4	-1.2	140
W2W3	-12.3	-3.6	0.3	-0.1	0.6	-59
W1W2W3	3.8	0.2	0.2	0.5	0.2	44



**Figure 2.13 : Graphiques de Daniel pour les descripteurs et la fonction objective
(a-G, b- φ , c- Y_T , d- Y_L , e- X_K et f- X_L)**

L'analyse de ces graphiques indique que le poids W_1 fait varier significativement les descripteurs X_K et X_L soit les descripteurs dans le plan sagittal. Le poids W_2 fait varier significativement le descripteur Y_L (la déviation lombaire dans le plan frontal) et le poids W_3 fait varier significativement les descripteurs X_K et Y_L . Il est à noter qu'il n'y a pas de poids qui influence significativement la correction de la gibbosité et la réduction de la fonction objective. La gibbosité sera donc toujours réduite indépendamment du poids qui lui est accordé. De plus, le descripteur Y_T est principalement influencé par les interactions doubles W_1W_2 et W_2W_3 . Il est aussi intéressant de noter que le poids W_3 (qui est relié aux déplacements sagittaux) n'influence pas significativement le descripteur X_L et n'est pas celui le plus influent pour le descripteur X_K . Ces graphiques permettent aussi de détecter certains effets de couplage entre les facteurs. Par exemple, le déplacement frontal est influencé par les courbures sagittales, tel que démontré par l'influence significative du poids W_3 sur le graphique de Daniel.

2.8 Synthèse des études de sensibilité

Les différentes études de sensibilité ont permis de mieux comprendre et d'étudier le comportement de la méthode d'optimisation. Voici donc une synthèse des principaux résultats.

La variation des critères d'arrêt des forces et de la fonction objective entre deux itérations a très peu d'effet sur le résultat optimal car les essais effectués convergeaient tous vers les

mêmes valeurs avec des différences inférieures à 5%. La seule différence notable entre les essais est le nombre d'itérations requises pour converger. En effet, plus les critères d'arrêt sont stricts, plus il faut d'itérations avant d'atteindre la valeur finale.

Les limites permises aux descripteurs influencent le résultat de l'optimisation car certains descripteurs vont toujours se situer près des limites permises. Aussi, ces limites ne devraient pas être spécifiées trop grandes ou trop petites, car l'optimisation risque de ne pas converger tel que démontré par les essais 1 et 4 de la section 2.7.2.

La pondération des termes de la fonction objective sert à mettre l'emphasis pour la correction de chaque descripteur. La réduction de la fonction objective n'est influencée par aucun poids. De même, aucun poids n'affecte la réduction de la gibbosité, même pas W_1 qui lui est associé dans la fonction objective. Les interactions doubles W_1W_2 et W_2W_3 influencent la correction du déplacement frontal thoracique (Y_T) et les poids W_2 et W_3 influencent celle du déplacement lombaire (Y_L). Dans le plan sagittal, les poids W_1 et W_3 influencent la cyphose (X_K) et W_1 influence la lordose (X_L). Le poids W_3 , qui est associé aux indices dans le plan sagittal, n'influence pas la lordose et n'est pas celui le plus influent pour la cyphose. De même, certains effets de couplages entre les facteurs peuvent aussi être détectés tels que le couplage entre le déplacement frontal lombaire et les courbures sagittales, démontré par l'influence significative du poids W_3 dans le graphique de Daniel.

CHAPITRE III

DISCUSSION

Le premier article a démontré qu'il pouvait exister des mises en charge du tronc qui corrigent la scoliose mieux que les corsets de Boston en tenant compte des aspects tridimensionnels de la maladie. Par contre, la variabilité inter-sujets vient limiter l'interprétation des résultats. Certains patients ont obtenu une très bonne correction avec les approches proposées tandis que d'autres avaient une aggravation de certains indices, ce qui démontre l'importance de la géométrie initiale sur les résultats obtenus dans le traitement de la scoliose et qui laisse supposer que le traitement le plus approprié pour un sujet donné est différent des autres. Les patients ayant obtenu une moins bonne correction ou une aggravation de certains indices n'avaient pas une configuration géométrique particulière qui permettait de les regrouper ensemble. Ce qui signifie que les indices utilisés pour quantifier et classer les scolioses ne décrivent pas assez précisément la nature unique de chaque déformation scoliotique et que la technique d'optimisation développée dans ce projet est pertinente.

Le modèle simplifié qui a été introduit afin de réduire le temps de calcul n'affecte pas de façon significative les résultats au niveau thoracique. Par contre, au niveau lombaire, les erreurs peuvent devenir appréciables lorsque de grands efforts sont impliqués, tel qu'il a été démontré dans les essais de la section 2.3. Cependant, cette situation est quasi inexistante pour le traitement orthotique car les forces mesurées à l'intérieur des corsets

sont inférieures à celles utilisées dans la section 2.3 (Chase et coll., 1989; Jiang et coll., 1992; Mulcahy et coll., 1973). L'utilisation du modèle simplifié est donc justifiée pour simuler des traitements orthotiques puisque les forces en jeu sont moindres que celles nécessaires pour créer une différence significative entre les deux modèles. Afin de s'assurer d'une représentation de la géométrie finale la plus fiable possible, les résultats optimaux ont tout de même été simulés avec le modèle complet à la fin de chaque optimisation. Cette précaution supplémentaire a été ajoutée advenant le cas où les deux forces thoraciques seraient appliquées dans le même voisinage, engendrant une force effective plus grande que pour les essais de la section 2.3. Le résultat final des simulations pour un patient utilisant le modèle simplifié n'a pas démontré de différences significatives avec les résultats du modèle complet. De plus, aucune simulation optimale avait les deux forces thoraciques dans le même voisinage.

Le deuxième article présentait une méthode innovatrice d'optimisation utilisant un modèle biomécanique par éléments finis du tronc afin de personnaliser le traitement de la scoliose. Lors de ces optimisations, le pourcentage de correction des descripteurs G , Y_T , Y_L , X_K et X_L s'est répercuté dans une correction des déformations scoliotiques associées. Généralement, les angles de Cobb dans les plans frontal et sagittal ainsi que la gibbosité ont été améliorés. Par contre, ce n'est pas le cas pour l'orientation des plans de déformations maximales et la rotation axiale, n'étant pas directement reliés à un descripteur en particulier. La réduction additionnelle de l'angle de Cobb lombaire pour la deuxième série d'optimisation, se fait aux dépens d'une aggravation de l'orientation du

plan de déformation maximale lombaire qui se rapproche alors du plan coronal. Cette même tendance est observée pour la correction dans le corset de Boston. Ce qui signifie qu'il y a un couplage entre la diminution de l'angle de Cobb lombaire frontal et l'aggravation du plan de déformation maximale lombaire. L'amélioration des deux facteurs à la fois ne semble pas possible avec seulement une force lombaire. Il est aussi important de noter que dans le plan sagittal, la cyphose et la lordose d'un sujet normal est de $44 \pm 7^\circ$ et $30 \pm 5^\circ$, expliquant pourquoi les simulations optimales ont généralement augmenté la cyphose thoracique et diminué la lordose lombaire.

Très peu d'études ont été publiées sur l'optimisation des traitements de la scoliose. Wynarsky et coll. (1988, 1991) ont optimisé la géométrie de patients-types en appliquant des forces passives de corsets et des forces actives musculaires. Les forces optimales trouvées dans cette étude sont généralement en accord avec les résultats d'optimisation de Wynarsky sauf pour la force lombaire qui, dans notre étude, est orientée vers l'arrière. De même, une autre étude a été effectuée par De Giorgi et coll. (1990) pour optimiser, par essais et erreur, la géométrie des scolioses lombaires. Dans cette étude les couples et les forces étaient appliquées directement sur toute la colonne, et non sur la cage thoracique, ce qui rend difficile la comparaison de leurs résultats avec ceux de cette étude. De Giorgi et coll. (1990) ont trouvé des forces et couples au niveau lombaire deux fois plus grands qu'au niveau thoracique, ce qui pourrait expliquer les résultats limités au niveau de la correction des courbures lombaires frontales du processus d'optimisation introduit dans cette étude qui utilisait une force lombaire d'environ la moitié de la grandeur des forces

thoraciques. Augmenter l'intensité maximale de la force lombaire pourrait introduire une plus grande correction des courbures, par contre, avec l'effet couplé décrit précédemment, elle se ferait probablement au détriment de l'orientation du plan de déformation maximale lombaire.

Les points de départ utilisés pour initier le processus d'optimisation doivent être choisis judicieusement. Si un de ces points de départ produit une solution avec tous les descripteurs inclus dans les limites permises (qui étaient de ± 15 mm par rapport à un patient normal pour le second article), le processus d'optimisation convergera beaucoup plus rapidement vers la solution recherchée. Si par contre aucun des points de départ ne produit une solution possible, l'optimisation pourrait ne pas être capable de trouver de solution comme ce fut le cas pour 7 patients pour la première série d'optimisation et pour 8 patients pour la seconde. Les points de départ utilisés dans cette étude ont été adaptés de l'hypothèse avancée par Aubin et coll. (1996) et l'étude de Gignac et coll. (1998) présentée à la section 2.2.2. Ces simulations de départ ne produisaient pas une correction suffisante de la géométrie du patient pour que les cinq descripteurs G , Y_T , Y_L , X_K et X_L soient inclus dans les limites de ± 15 mm permises. Par contre, ces simulations de départ produisaient généralement une amélioration de la valeur des descripteurs par rapport à leur géométrie initiale. La méthode d'optimisation développée avait besoin de 8 itérations de départ pour la première série et de 10 pour la seconde avant de pouvoir utiliser les équations d'optimisation d'Ansys. Étant donné qu'il y avait seulement deux points de

départ spécifiés, 6 à 8 itérations étaient effectuées avec la valeur des variables choisies aléatoirement pour chaque patient. Généralement, ces variables aléatoires produisaient des itérations pour lesquelles les descripteurs étaient à l'extérieur des limites permises. Par conséquent, la plupart des optimisations convergeaient lentement. Si plusieurs autres points de départ produisant des résultats avec les descripteurs inclus ou près des limites permises avaient été spécifiés, le processus d'optimisation aurait convergé plus rapidement. Le choix des points de départ est donc très important afin de s'assurer d'une meilleure convergence.

Le choix des descripteurs utilisés est adéquat pour quantifier la déformation 3D du sujet scoliotique parce qu'une diminution de ceux-ci résultent généralement en une correction de la déformation scoliotique. Par contre, certains indices cliniques, tels que la rotation axiale vertébrale et l'orientation du plan de déformation maximale lombaire n'ont pas été améliorés et d'autres descripteurs pourraient être ajoutés à la fonction objective afin d'en tenir compte. La faible correction des indices cliniques n'est pas reliée uniquement au choix des descripteurs, mais aussi à la difficulté de convergence liée au très grand nombre de degrés de libertés du modèle. Ce nombre de degrés de libertés est de beaucoup supérieur au nombre de variables utilisées dans le processus d'optimisation, ce qui rend le problème hautement indéterminé et difficile à résoudre. Le nombre de forces utilisées pour optimiser la correction pourrait être augmenté afin d'aider à la convergence et d'améliorer les résultats. Ainsi, d'autres essais devraient être effectués en utilisant un plus

grand nombre de forces afin de vérifier s'il y a amélioration de la correction 3D des patients.

L'expression de la fonction objective est adéquate pour obtenir une correction de la géométrie des patients scoliotiques étant donné qu'une correction a généralement été obtenue pour tous les patients. Une autre formulation possible pour la fonction objective aurait été de prendre la somme des descripteurs pour tous les niveaux anatomiques, comme dans l'étude de Wynarsky et coll. (1988, 1991). Par contre, le choix d'utiliser uniquement quelques paramètres caractéristiques de chaque courbure permet de considérer les valeurs extrêmes de ces paramètres et d'effectuer la correction par rapport à ces valeurs. L'avantage de la méthode utilisée dans cette étude est de considérer chaque courbure avec le même poids, contrairement à considérer chaque courbure par rapport au nombre de vertèbres qui la compose. Par contre, la fonction objective ne tient pas compte de toutes les vertèbres et des courbures secondaires engendrées par le traitement, qui seraient situées entre les niveaux des apex de la déformation initiale et pourraient subsister après l'optimisation.

Les forces optimales trouvées dans cette étude sont en accord avec les principes biomécaniques des traitements par corset suggérant l'application de trois points de pressions par courbure (Blount et Moe, 1973; White et Panjabi, 1978) si l'on considère seulement les composantes des forces dans le plan frontal. Par contre, les composantes de ces forces dans le plan sagittal ne peuvent pas être comparées à ces principes car ces

derniers ne tiennent généralement pas compte des plans sagittal et transverse. Malgré cela, on constate que les forces optimales ont tendance à augmenter la cyphose thoracique et à diminuer la lordose lombaire. Ces résultats démontrent que l'optimisation a tenu compte du plan sagittal car les patients utilisés dans cette étude avaient en moyenne une cyphose plus petite et une lordose plus grande que celles provenant de la banque de données de sujets normaux.

Étant donné que les tissus mous de l'abdomen ne sont pas modélisés, la force lombaire a été appliquée directement et intégralement au centre de la vertèbre apicale lombaire. En réalité, le mode de transmission des efforts de la surface de l'abdomen aux structures osseuses internes est très peu connu et il n'existe pas de modèle globaux de la colonne vertébrale et de la cage thoracique qui modélisent ces structures. Ce qui implique que l'application des forces lombaires directement sur les vertèbres, rend encore plus difficile l'interprétation des forces réelles à appliquer à la surface de l'abdomen lors de l'application pratique de ces résultats. Les résultats des séries d'optimisation démontrent bien qu'une correction 3D n'est pas possible sans tenir compte des déformations lombaires, d'où la nécessité d'utiliser des forces correctrices au niveau lombaire. Dans les essais effectués, la force lombaire corrigeait la courbure frontale lombaire aux dépens d'une aggravation du plan de déformation maximale lombaire sans avoir d'effets significatifs sur la lordose lombaire. L'ajout d'autres forces lombaires permettrait un plus grand contrôle de ces paramètres et la correction obtenue pourrait ainsi être améliorée.

Certains paramètres étaient identiques pour toutes les simulations tels que les conditions d'arrêt, les limites permises des descripteurs et le poids des termes de la fonction objective. Une personnalisation de ces paramètres en tenant compte de la configuration initiale de chaque patient aurait pu permettre à un plus grand nombre de sujets de converger vers une solution. Malgré tout, en prenant les résultats de la meilleure itération, la correction obtenue est supérieure à celle des résultats avec le corset de Boston. La géométrie initiale de chaque patient pourrait influencer la personnalisation de diverses façons. Par exemple, pour un patient qui a un profil sagittal plat, le poids des descripteurs du plan sagittal peuvent être augmentés pour mettre l'emphasis sur leur correction mais les limites permises pour ces descripteurs peuvent aussi être diminuées, permettant de diminuer les valeurs résiduelles.

Les études de sensibilité des critères d'arrêt ont démontré qu'ils affectaient directement le nombre d'itérations requises pour trouver le résultat optimal, mais n'avaient pas beaucoup d'influence sur les résultats. En effet, les itérations des différents essais sont identiques car elles sont calculées à partir des itérations précédentes qui sont toutes les mêmes pour chaque essai (mêmes points de départ, mêmes itérations aléatoires). Changer les critères d'arrêt ne modifie pas la séquence d'itérations effectuées mais seulement le nombre d'itérations requises avant la convergence. De plus, pour le sujet étudié, le processus d'optimisation prend une soixantaine d'itérations avant de commencer à être près de son minimum (figure 2.8). La plupart des itérations subséquentes vont osciller autour de la solution jusqu'à ce que les critères d'arrêts soient satisfaits, tel qu'observé

avec la variabilité des descripteurs et des forces (figures 2.9 à 2.12). Les critères d'arrêt devraient être choisis le moins contraignant possible afin de diminuer le temps de convergence tout en permettant d'obtenir la précision désirée pour les variables.

Pour les différents essais de l'étude de sensibilité des limites des descripteurs, la valeur des variables était identique pour les premières itérations, jusqu'à ce que le processus génère une itération avec les descripteurs G , Y_T , Y_L , X_K et X_L inclus dans les limites permises. L'algorithme utilise ensuite cette itération dans le calcul des itérations subséquentes, ce qui fait en sorte que le processus d'optimisation commence à générer de plus en plus d'itérations faisables. Lorsque les limites permises des descripteurs sont petites, l'espace solution pourrait bien ne pas contenir de solutions faisables et l'optimisation risque de ne pas converger, tel qu'il a été le cas pour l'essai 4 (tableau 2.7). Si, au contraire, les limites sont trop grandes, l'espace solution peut inclure plusieurs solutions possibles. Les itérations faisables peuvent correspondre à plusieurs minimums locaux, ce qui rend la convergence difficile. Les limites des descripteurs devraient être fixées à une valeur de base correspondant à une valeur résiduelle de déformation acceptable, comme ± 15 mm et démarrer l'optimisation. Si après un certain temps il n'y a aucune itération avec les descripteurs inclus dans les limites permises, il faut modifier la limite de certains descripteurs à des valeurs intermédiaires en tenant compte de la géométrie initiale et recommencer le processus d'optimisation. Par exemple, pour un patient ayant une gibbosité de 50 mm, la limite de ce descripteur pourrait être fixée à une valeur de 25 mm afin d'aider à la convergence.

L'étude de sensibilité de la pondération des termes de la fonction objective a démontré que les différents poids avaient une influence sur le résultat de l'optimisation en mettant l'emphasis sur un ou plusieurs aspects de la déformation. Aucun poids n'affecte significativement la fonction objective, ce qui indique que la fonction objective n'est pas influencée par aucun des descripteurs en particulier et que les poids peuvent ainsi être fixés aux valeurs désirées sans biais pour la réduction de la fonction objective. De plus, aucun poids n'influence significativement la correction de la gibbosité. Celle-ci sera donc toujours corrigée de façon similaire, quel que soit le poids utilisé. Le poids W_1 affecte la correction des descripteurs dans le plan sagittal différemment pour la cyphose et la lordose. Plus W_1 est petit, plus l'augmentation de la cyphose sera grande, par contre la lordose diminuera (expliqué par la différence de signes dans le tableau 2.9). Le poids W_3 affecte significativement la cyphose thoracique, le terme qui lui est associé dans la fonction objective, ainsi que la courbure lombaire dans le plan frontal. Par conséquent, si le poids W_3 est fixé à sa valeur haute, ces deux descripteurs diminueront significativement. Toutefois, la correction de ces descripteurs sera aussi influencée par les autres poids significatifs (W_2 pour Y_L ; W_1 pour X_K), le poids W_3 n'étant pas celui qui a le plus d'influence. Les couplages remarqués entre les déplacements frontaux et sagittaux ont également été notés dans l'étude sur le couplage de Aubin et coll. (1997). Wynarsky et coll. (1988, 1991) ont également observé des couplages entre le poids accordé à un descripteur et la correction d'un autre descripteur. Par contre, leurs descripteurs sont différents de ceux utilisés dans cette étude, ce qui rend difficile la comparaison des poids. De plus, on ne sait pas si ces couplages sont significatifs car ils ne mentionnent pas quels

essais ont été faits et comment ils ont procédé. Le choix des poids pour les termes de la fonction objective devra tenir compte des résultats de l'étude de sensibilité. Cette étude de sensibilité a utilisé des valeurs de 0.1 et de 1 pour les modalités basses et hautes, le comportement de l'optimisation utilisant des valeurs intermédiaires à celles-ci n'est pas connu, mais peut être approximé par une relation linéaire.

Toutes les études de modélisation de la colonne vertébrale et de la cage thoracique répertoriées ont en commun le problème du choix des conditions limites. Ces conditions doivent représenter le plus possible l'interaction avec l'environnement étudié. Fixer tous les degrés de libertés de la dernière vertèbre lombaire est une condition très contraignante qui ne représente pas exactement les conditions rencontrées lors de traitements par corsets. Il y a toujours une certaine déformation et mouvement des tissus, ainsi qu'un repositionnement ou glissement à l'intérieur des corsets. Le comportement dans le temps des tissus n'est pas modélisé. De même, les degrés de libertés qui sont bloqués pour la vertèbre T1 ne font qu'approximer le comportement réel. Aubin (1995) a effectué plusieurs analyses de sensibilité du même modèle par éléments finis et a trouvé que le modèle était très sensible aux conditions limites qui lui sont imposées. Plusieurs autres auteurs (Andriacchi et coll., 1974, 1976; Aubin et coll., 1993, 1995, 1996; Stokes et coll., 1990) ont utilisé des conditions limites similaires car elles sont relativement plausibles par rapport aux conditions réelles simulées. Il faut toutefois tenir compte des limites qu'elles causent dans l'interprétation des résultats et de leur application en clinique. Une suggestion pour diminuer l'impact des conditions limites sur les résultats serait d'inclure

dans la fonction objective, la force de réaction de T1, afin de tenir compte du réflexe de redressement pour rester droit. Par contre, cela amènerait le problème de déterminer quelle est l'amplitude acceptable pour cette force de réaction.

La mise en charge optimale obtenue correspond à un minimum de la fonction objective. Plusieurs méthodes sont normalement utilisées afin de déterminer si le minimum atteint est local ou absolu. Généralement, il faut essayer d'autres points de départ, changer les critères d'arrêt ou normaliser les variables utilisées et vérifier si l'optimisation converge toujours vers le même résultat. La seule méthode qui pourrait être utilisée est de changer le point de départ. Par contre, dans Ansys, toutes les itérations aléatoires subséquentes seraient identiques aux autres essais. Il faudrait spécifier 10 points de départ différents pour essayer de converger vers un autre minimum. De toute façon, du point de vue clinique, le traitement qui minimise la fonction objective tout en ayant les cinq descripteurs dans les limites permises est acceptable même s'il n'est pas le minimum absolu.

Une autre méthode d'optimisation est disponible dans le logiciel Ansys. Cet algorithme du premier ordre utilise le gradient de chaque variable afin de trouver une direction et effectue une recherche de ligne afin de trouver la valeur de la variable pour la prochaine itération. Cette méthode d'optimisation est cependant beaucoup plus lente pour effectuer chaque itération. Un essai préliminaire utilisant cette méthode a été complété pour 50 itérations. Le temps requis a été de 66 heures pour effectuer 50 itérations sur une station

de travail SGI R-8000 (comparé à 12 heures pour la méthode utilisée dans le deuxième article pour 78 itérations). Aucune des 50 itérations générées n'était dans les limites permises. Par contre, les graphiques de convergence de la fonction objective et des descripteurs semblent indiquer qu'un minimum a été atteint. La méthode d'optimisation du premier ordre est donc beaucoup plus sensible aux minimums locaux et d'autres analyses devraient être effectuées afin d'en étudier le comportement.

La correction des courbures frontales dans le corset de Boston des patients inclus dans cette étude (8% et 9% pour les courbures thoracique et lombaire) était relativement faible comparativement à ce qui est généralement rapporté dans la littérature (de 30 à 50% de correction, Cochran et coll., 1985; Emans et coll., 1986; Lonstein et Winter, 1994). Cette faible correction était tout de même significative par rapport à la géométrie initiale des patients en utilisant un test t de Student pour observations paires avec une probabilité de 5%. Ce qui signifie que les traitements simulés ont une probabilité d'améliorer la scoliose des patients de 95%.

Le modèle par éléments finis utilisé dans cette étude possède certaines limites. Il considère seulement l'effet immédiat élastique de l'application des forces sur les patients. Lors d'applications de forces pendant de longues périodes de temps, il y a une certaine relaxation des tissus. Par contre, Andriacchi et coll. (1976) ont démontré que l'effet immédiat des corsets est un bon indice de la correction à long terme.

Une autre limite du modèle actuel est le mode de transmission des forces de la cage thoracique à la colonne vertébrale. En particulier, les articulations costo-vertébrales et costo-transverses utilisées dans ces études sont modélisées par des ressorts multilinéaires. De nouveaux résultats d'expérimentations sur des spécimens cadavériques ont été publiés (Lemosse et coll., 1998) et de nouvelles modélisations de ces structures sont maintenant disponibles (voir document présenté à l'annexe I). Ces nouvelles modélisations sont plus précises pour simuler le mouvement des côtes et le transfert de forces des côtes aux vertèbres que la modélisation actuelle pour des moments de 0.2 Nm et plus. La modélisation utilisant les ressorts multilinéaires, validée par Aubin (1995) pour la simulation de traitements orthotiques, semble quand même assez précise pour représenter le comportement des articulations costo-vertébrales et costo-transverses due à la grande variabilité entre les différents résultats expérimentaux.

Cette étude considérait seulement les forces passives des corsets car selon l'étude de Wynarsky et Schultz (1989), les muscles ne jouent pas un rôle actif dans la correction par corsets. Le rôle passif des muscles n'a pas été considéré dans le modèle. Certains groupes musculaires pourraient être rajoutés au modèle afin d'en tenir compte dans les simulations tel que présenté par Beauséjour et coll., 1999. Cette addition au modèle actuel pourrait aussi aider à relâcher les conditions limites à T1 en incorporant les forces musculaires de redressement permettant de garder T1 au dessus du bassin sans l'aide d'appuis externes.

CHAPITRE IV

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Une méthode d'optimisation utilisant un modèle par éléments finis a été développée. Une fonction objective incluant des termes descripteurs de la déformation 3D de la scoliose a été utilisée pour personnaliser la mise en charge optimale du tronc à la géométrie unique de chaque patient scoliotique. Pour personnaliser le traitement, les limites permises des descripteurs ainsi que le poids accordé aux descripteurs dans la fonction objective peuvent être ajustés.

Les descripteurs ont été choisis afin de représenter la déformation 3D de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. Leur réduction est directement reliée à celle des indices cliniques décrivant la scoliose en 3D. Par contre, d'autres descripteurs tels que la rotation axiale de la vertèbre apicale pourraient être ajoutés afin de représenter d'autres aspects de la déformation qui n'ont pas été bien corrigés.

Les études de sensibilités effectuées ont permis de mieux comprendre le comportement de l'optimisation suite à la variation de certains paramètres. Les limites allouées aux descripteurs, de même que la pondération des termes de la fonction objective peuvent être personnalisées afin d'obtenir la correction souhaitée en tenant compte de la géométrie initiale de chaque patient. Les limites des descripteurs peuvent être personnalisées afin de déterminer la déformation résiduelle acceptable pour chacun des descripteurs. Les limites

peuvent être différentes pour chacun des descripteurs, bien que les essais effectués ont utilisé une valeur des limites identique pour tous les descripteurs. De même, la pondération des différents termes de la fonction objective peut être personnalisée afin de cibler la diminution de certains descripteurs. Les graphiques de Daniel (figure 2.13) ainsi que les effets du tableaux 2.9 doivent être utilisés afin de déterminer quelle pondération appliquer aux différents termes. Les critères d'arrêt ne devraient pas être fixés trop sévères car ils ne vont que prolonger le temps requis pour obtenir la solution. Par contre, ils devraient être assez petits afin de s'assurer que l'optimisation ne s'arrêtera pas lorsque le processus d'optimisation commence à s'approcher de la solution optimale.

Une étude préliminaire a permis de tester des traitements théoriques qui corrigent les déformations scoliotiques plus efficacement que le corset de Boston. Ces traitements ont servi de points de départ de l'optimisation. Une simplification du modèle biomécanique a été introduite et utilisée dans le processus d'optimisation. Cette simplification représente adéquatement le comportement du tronc pour une simulation du traitement par corsets impliquant des forces inférieures à 100 N.

Les résultats du processus d'optimisation sont généralement en accord avec les principes des corsets utilisant trois points de pression par courbure dans le plan frontal. Dans le plan sagittal, l'optimisation a permis d'améliorer significativement la cyphose et la lordose en les rapprochant des valeurs moyennes des colonnes de sujets normaux.

Le processus d'optimisation pourrait être amélioré en spécifiant un plus grand nombre de points de départ. Ces points de départ devront se rapprocher le plus près possible des conditions de traitement optimal afin de réduire le temps de convergence. Les résultats optimaux les plus souvent rencontrés dans l'étude présentée à la section 2.4 pourraient faire partie des points de départ.

D'autres méthodes d'optimisation, comme celle du premier ordre, devraient être essayées sur quelques sujets en changeant les critères d'arrêt pour analyser leur comportement et déterminer si elles sont plus performantes que la méthode avancée d'ordre zéro utilisée dans le deuxième article.

La nouvelle modélisation des articulations costo-vertébrales et costo-transverses présentée à l'annexe I pourrait être incorporée au modèle biomécanique par éléments finis afin de représenter plus précisément leur comportement. Le modèle pourrait être amélioré au niveau des conditions limites étant donné l'importance de celles-ci sur les résultats des simulations. Par exemple, l'optimisation pourrait inclure les forces de réactions à T1 dans la fonction objective. L'utilisation de forces supplémentaires sur le tronc devrait être testée en vérifiant l'impact sur la correction résultante des descripteurs, ainsi que sur le temps de résolution. La transmission des forces à travers les tissus mous de l'abdomen pourrait être incluse dans le modèle en ajoutant des éléments solides avec des propriétés mécaniques représentant ces structures anatomiques.

Ce projet de recherche permet de démontrer la faisabilité de l'utilisation des modèles biomécaniques par éléments finis avec des algorithmes d'optimisation afin d'analyser de nouvelles approches de traitements de la scoliose. Ces études permettront, à long terme d'améliorer les traitements actuels et d'aider à la conception de nouvelles orthèses plus efficaces biomécaniquement.

RÉFÉRENCES

AGOSTONI E., MOGNONI P., TORRI G., MISEROCCHI G., (1966). Forces Deforming the Rib Cage. *Resp Physiol* 2, 105-117.

ANDRIACCHI T., SCHULTZ A., BELYTSCHKO T., GALANTE G., (1974). A Model for Studies of Mechanical Interactions Between the Human Spine and Rib Cage. *J Biomech* 7, 497-507.

ANDRIACCHI T.P., SCHULTZ A.B., BELYTSCHKO T.B., DEWALD R.L., (1976). Milwaukee Brace Correction of Idiopathic Scoliosis. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]* 58:6, 806-815.

ASHER M., DE SMET A., WHITNEY W., ONISH R.N., COOK L., BRAMBLE J., (1987). Changes in spinal alignment resulting from spinal deformity orthoses in patients with idiopathic scoliosis. *Orthopaedic Transactions* 11, 105-106.

AUBIN C.-É., (1995). *Rôle biomécanique de la cage thoracique dans le traitement de la scoliose par orthèse*. Thèse de doctorat, Département de génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

AUBIN C.-É., CÔTÉ B., DESCRIMES J.-L., DANSEREAU J., LABELLE H., (1996). Personalized Evaluation and Simulation of Orthotic Treatment for Scoliosis, *Orthopaedic Transactions, Journal of Bone and Joint Surgery* 19:13, 645-646.

AUBIN C.-É., DANSEREAU J., (1990). Modèle 3D personnalisé, par éléments finis, de la colonne vertébrale et de la cage thoracique scoliotiques : application à l'étude du corset de Boston, 5^{ème} Réunion Générale de la Société Internationale de Recherche en Orthopédie et en Traumatologie, Montréal, Québec.

AUBIN C.-É., DANSEREAU J., DE GUISE J.A., LABELLE H., (1996). Étude du couplage biomécanique entre la colonne vertébrale et la cage thoracique dans le traitement de la scoliose par orthèse. *Ann Chir* 50, 641-650.

AUBIN C.-É., DANSEREAU J., DE GUISE J.A., LABELLE H., (1997). Rib Cage-Spine Coupling Patterns Involved in Brace Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine* 22:6, 629-635.

AUBIN C.-É., DANSEREAU J., LABELLE H., (1993). Simulation biomécanique de l'effet du corset de Boston sur un modèle de la colonne vertébrale et du thorax scoliotiques. *Ann Ch* 47:9, 881-887.

AUBIN C.-É., DANSEREAU J., PETIT Y., PARENT F., DE GUISE J.A., LABELLE H., (1998). Three-Dimensional Measurement of Wedged Scoliotic Vertebrae and Intervertebral Disks. *Eur Spine J* 7:1, 59-65.

AUBIN C.-É., DESCRIMES J.-L., DANSEREAU J., SKALLI W., LAVASTE F., LABELLE H., (1995). Modélisation géométrique du rachis et du thorax pour l'analyse biomécanique par éléments finis des déformations scoliotiques. *Ann Chir* 49:8, 749-761.

AUBIN C.-É., LABELLE H., RUSKOWSKI A., PETIT Y., GIGNAC D., JONCAS J., DANSEREAU J. Variability of Strap Tension in Brace Treatment for Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine* (sous presse).

BEAUSÉJOUR M., AUBIN C.-É., MITNITSKI A.B., FELDMAN A.G., (1999). Biomechanical Modeling of the Control of Trunk Muscles, *Research Into Spinal Deformities 2*. I.A.F. Stokes Editor, I.O.S. Press, 150-153.

BELYTSCHKO T.B., ANDRIACCHI T.P., SCHULTZ A.B., GALANTE J.O., (1973). Analog Studies of Forces in the Human Spine: Computational Techniques. *J Biomech* 6, 361-372.

BLOUNT W.P., MOE J.H., (1973). *The Milwaukee Brace*, The Wiliams & Wilkins Company, Baltimore.

BUNNELL W.P., (1984). An Objective Criterion for Scoliosis Screening. *Journal of Bone and Joint Surgery* 66:9, 1381-1387.

BUNNELL W.P., (1985). Vertebral rotation: Simple method of measurement on routine radiographs. *Orthop Trans* 9, 114.

CHASE A.P., BADER D.L., HOUGHTON G.R., (1989). The Biomechanical Effectiveness of the Boston Brace in the Management of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine* 14, 636-642.

CLÉMENT B., (1998). Planification et analyse statistique d'expérience industrielles, Notes de cours, MTH 6301, École Polytechnique de Montréal.

CLOSKEY R.F., SCHLUTZ A.B., (1993). Rib Cage Deformities in Scoliosis : Spine Morphology, Rib Cage Stiffness, and Tomography Imaging. *J Orthop Res* 11, 730-737.

CLOSKEY R.F., SCHLUTZ A.B., LUCHIES C.W., (1992). A Model for Studies of the Deformable Rib Cage. *J Biomech* 25:5, 529-539.

COBB J.R., (1948). Outline for the Study of Scoliosis. Instructional Course Lectures, W.P. Blount Ed., American Academy of Orthopaedic Surgeons, vol V, Ann Arbor J. Edwards Publisher Inc., 261-275.

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

DANSEREAU J., BEAUCHAMP A., DE GUISE J.A., LABELLE H., (1990). Three-Dimensional Reconstruction of the Spine and the Rib Cage From Stereoradiographic and Imaging Techniques. Résumés de la 16^e Conférence de la Société Canadienne de Génie Mécanique, Toronto, 61-64.

DANSEREAU J., STOKES I.A.F., (1988). Measurements of the Three-Dimensional Shape of the Rib Cage. *J Biomech* 21:11, 893-901.

DE GIORGI G., GENTILE A., MANTRIOTA G., GAFORIO G., (1990). Analisi, con programma agli elementi finiti, delle spinte correttive sviluppate dai corsetti nella scoliosi lombare (Analyses, par un programme aux éléments finis, des pressions correctives exercées par les corsets dans les scolioses lombaires). *Technica Orthopedica Internationnal*.

DESCRIMES J.-L., AUBIN C.-É., SKALLI W., ZELLER R., DANSEREAU J., LAVASTE F., (1995). Introduction des facettes articulaires dans une modélisation par éléments finis de la colonne vertébrale et du thorax scoliotique : aspects mécaniques. *Rachis* 7:5, 749-761.

DRERUP B., (1985). Improvements in Measuring Vertebral Rotation from the Projections of the Pedicles. *J Biomech* 18, 369-378.

EMANS J.B., KAELEN A., BANCEL P., HALL J.E., MILLER M., (1986). The Boston Bracing System for Idiopathic Scoliosis. Follow-up Results in 295 Patients, *Spine* 11:8, 792-801.

FASSI-FEHRI N., (1993). Modélisation par éléments finis de l'articulation costo-vertébrale. Rapport d'option, É.N.S.A.M. Laboratoire de Biomécanique, Paris.

GIGNAC D., AUBIN C.-É., DANSEREAU J., POULIN F., LABELLE H., (1998). Étude biomécanique de nouveaux concepts de traitement orthotique pour la correction 3D de la scoliose. *Ann Ch* 52:8, 795-800.

GRAF H., (1990). Analyse tridimensionnelle de la scoliose, 48 pages.

JIANG H., RASO V.J., HILL D.L., DURDLE N.G., MOREAU M.J., (1992). Interface Pressures in the Boston Brace Treatment for Scoliosis a Preliminary Study. *International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities*. Éditions de l'École Polytechnique de Montréal, 395-399.

KAPANDJI I.A., (1979). *Physiologie articulaire*, Fascicule III, 3^e Édition, Maloine S.A. Editeur, Paris.

KATZ D.E., RICHARDS B.S., BROWNE R.H., HERRING J.A., (1997). A Comparison Between the Boston Brace and the Charleston Bending Brace in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine* 22:12, 1302-1312.

KEIM H., (1976). *The Adolescent Spine*, Grune & Stratton, Inc. New York.

LABELLE H., DANSEREAU J., BELLEFLEUR C., JÉQUIER J.-C., (1995). Variability of Geometric Measurements from Three-Dimensional Reconstructions of Scoliotic Spines and Rib Cages. *Eur Spine J* 4, 88-94.

LABELLE H., DANSEREAU J., BELLEFLEUR C., POITRAS B., (1992). Étude 3-D de l'effet immédiat du corset de Boston sur la colonne lombaire scoliotique. *Ann Ch* 46:9, 814-820.

LABELLE H., DANSEREAU J., BELLEFLEUR C., POITRAS B., (1996). Three-Dimensional Effect of the Boston Brace on the Thoracic Spine and Rib Cage. *Spine* 21, 59-64.

LAVASTE F., (1990). *Contribution à l'étude du comportement biomécanique du rachis lombaire*, Thèse de doctorat, Université Paris VI, Paris.

LAVASTE F., SKALLI W., ROBIN S., ROY-CAMILLE R., MAZEL C., (1992). Three-Dimensional Geometrical and Mechanical Modelling of the Lumbar Spine. *J Biomech* 10, 1153-1164.

LAXER E., (1994). A Further Development in Spinal Instrumentation. Technical Commision for Spinal Surgery of the ASIF. *Eur Spine J* 3:6, 347-352.

LEMOSSE D., LE RUE O., DIOP A., SKALLI W., MAREC P., LAVASTE F., (1998). Characterization of the Mechanical Behaviour Parameters of the Costo-vertebral Joint, *Eur Spine J* 7, 16-23.

LONSTEIN J.E., BRADFORD D.S., WINTER R.B., OGILVIE J.W., (1995). *Moe's Textbook of Scoliosis and other Spinal Deformities*, 3^e édition, W.B. Saunders Company, Philadelphia.

LONSTEIN J.E., WINTER R.B., (1994). The Milwaukee Brace for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis. A Review on One Thousand and Twenty Patients. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]* 76:8, 1207-1221.

MALTAIS C., (1994). *Caractérisation des articulations costo-vertébrales et costo-transverses*. Projet de fin d'études, Département de génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

MARZAN G.T., (1976). Rational Design for Close Range Photogrammetry, Ph.D. thesis, Department of Civil Engineering, University of Illinois at Urbana-Champaign, U.S.A.

MULCAHY T., GALANTE J., DEWALD R., SCHULTZ A., HUNTER J.C., (1973). A Follow-Up Study of Forces Acting on the Milwaukee Brace on Patients Undergoing Treatment for Idiopathic Scoliosis, *Clinical Orthopaedics and Related Research* 93, 53-68.

NACHEMSON A.L., PETERSON L.E., et coll., (1995). Effectiveness of Treatment with a Brace in Girls who Have Adolescent Idiopathic Scoliosis. A Prospective Study Based on Data from the Brace Study of the Scoliosis Research Society. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]* 77:6, 815-822.

NAHUM A.M., GADD C.W., SCHNEIDER D.C., KROELL C.K., (1970). Deflection of the Human Thorax Under Sternal Impact. Proceedings of Inter Auto Safety Conf., Detroit and Brussels, 779-807.

NASH C.L., MOE J.H., (1969). A Study of Vertebral Rotation. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]* 51, 223.

OLAFSSON Y., SARASTE H., SÖDERLUND V., HOFFSTEN M., (1995). The Boston Brace in the Treatment of Idiopathic Scoliosis. *J Pediatr Orthop* 15:4, 524-527.

PATRICK L., KROELL C., MERTZ H., (1965). Forces on the Human Body in Simulated Crashes. Proceedings of the 9th Stapp Car Crash Conf., 237-259.

PERDRIOLLE R., (1979). *La scoliose : son étude tridimensionnelle*, Maloine S.A. éditeur, Paris.

PERDRIOLLE R., VIDAL J., (1987). Morphology of Scoliosis: Three-Dimensional Evolution. *Orthopedics* 10:6, 909-915.

PERDRIOLLE R., VIDAL, J., (1985). Thoracic Idiopathic Scoliosis Curve Evolution and Prognosis. *Spine* 10, 785-791.

PETERSON L.E., NACHEMSON A.L., et coll., (1995). Prediction of Progression of the Curve in Girls who Have Adolescent Idiopathic Scoliosis of Moderate Severity. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]* 77:6, 823-827.

PETTIT Y., AUBIN C.-É., DANSEREAU J., DE GUISE J.A., GIGNAC D., JONCAS J., LABELLE H., (1998). Effet de la tension des courroies du corset de Boston sur les zones de pression exercées sur le tronc de patients scoliotiques, Résumés de la XXIII^e Conférence de la Société de Biomécanique, Lyon, Villeurbanne, *Archives of Physiology and Biochemistry* 106-B, 151.

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

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

PRICE C.T., SCOTT D.S., REED JR F.E., RIDDICK M.F., (1990). Nighttime Bracing for Adolescent Idiopathic Scoliosis with the Charleston Bending Brace. Preliminary Report, *Spine* 12, 1294-1299.

ROAF R., (1966). *Scoliosis*, E. & S. Livingstone Ltd. Edinburgh and London.

ROUVIÈRE H., (1974). *Anatomie humaine, Descriptive, topographie et fonctionnelle*, tome II, 11^{ème} édition, Masson et Cie, Éditeurs, Paris.

ROWE D.E., BERNSTEIN S.M., RIDDICK M.F., ADLER F., EMANS J.B., GARDNER BONNEAU D., (1997). A Meta-Analysis of the Efficacy of Non-Operative Treatments for Idiopathic Scoliosis. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]* 79:5, 664-674.

SAINT-CYR É., (1994). *Caractérisation et modélisation des articulations costo-vertébrales et costo-transverses*. Projet de fin d'études, Département de génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

SCHULTZ A.B., BENSON D., HIRSCH C., (1974). Force-Deformation Properties of Human Costo-Sternal and Costo-Vertebral Articulations. *J Biomech* 7, 311-318.

SCHULTZ A.B., BENSON D.R., HIRSCH C., (1974). Force-Deformation Properties of Human Ribs, *J Biomech* 7, 303-309.

SHIRAZI-ADL A., (1994). Non-Linear Analysis of the Whole Lumbar Spine in Torsion-Mechanics of Facet Articulation. *J Biomech* 27:3, 289-299.

SHIRAZI-ADL A., PARNIANPOUR M., (1993). Nonlinear Response Analysis of the Human Ligamentous Lumbar Spine in Compression-On Mechanisms Affecting the Postural Stability. *Spine* 18:1, 147-158.

STOKES I.A.F., BIGALOW L.C., MORELAND M.S., (1986). Measurement of Axial Rotation of Vertebrae in Scoliosis. *Spine* 11:3, 213-218.

STOKES I.A.F., BIGALOW L.C., MORELAND M.S., (1987). Three-Dimensional Spinal Curvature in Idiopathic Scoliosis. *J Orthop Res* 5, 102-113.

STOKES I.A.F., et coll., (1994). Three-Dimensional Terminology of Spinal Deformity. A Report Presented to the Scoliosis Research Society Working Group on 3D Terminology of Spinal Deformity. *Spine* 19:2, 236-248.

STOKES I.A.F., LAIBLE J.P., (1990). Three-Dimensional Osseo-Ligamentous Model of the Thorax Representing Initiation of Scoliosis by Asymmetric Growth. *J Biomech* 6, 589-595.

THEOLOGIS T.N., JEFFERSON R.J., SIMPSON A.H.R.W., TURNER-SMITH A.R., FAIRBANK J.C.T., (1993). Quantifying the Cosmetic Defect of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine* 18:7, 909-912.

THOMPSON J.M., (1995). *A Finite Element Model of the Rib Cage*. Master of science thesis, University of Alberta, Canada.

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

VÉRON S., Rapport interne sur la théorie des rotations autour des axes mobiles, Laboratoire de Biomécanique de l'É.N.S.A.M, Paris.

WEISS H.R., (1997). The Given Biomechanical Individuality of the Patient has to be Considered in Brace Construction, *Research Into Spinal Deformities I*, J.A. Sevastik and K.M. Diab Editors, I.O.S. Press, 465-469.

WENGER D.R., RANG M., (1993). *The Art and Practice of Children's Orthopaedics*, Raven Press Ltd., New York.

WHITE A.A., PANJABI M.M., (1978). *Clinical Biomechanics of the Spine*, J.B. Lippincott Company, Philadelphia.

WILLNER S., (1984). Effect of the Boston Thoracic Brace on the Frontal and Sagittal Curves of the Spine, *Acta Orthop Scand* 55:4, 457-460.

WYNARSKY G.T., (1988). *Biomechanics of Bracing in Idiopathic Scoliosis*. Doctor of philosophy thesis, University of Michigan, U.S.A.

WYNARSKY G.T., SCHULTZ A.B., (1989). Trunk Muscle Activities in Braced Scoliosis Patients. *Spine* 14:12, 1283-1289.

WYNARSKY G.T., SCHULTZ A.B., (1991). Optimization of Skeletal Configuration : Studies of Scoliosis Correction Biomechanics. *J Biomech* 24, 721-732.

ANNEXE I

MODÉLISATION AMÉLIORÉE DE L'ARTICULATION COSTO- VERTÉBRALE ET COSTO-TRANSVERSE

Cette annexe présente un rapport du stage effectué au Laboratoire de Biomécanique de l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers de Paris. Ce stage avait pour but d'utiliser les résultats de nouvelles expérimentations sur des unités fonctionnelles cadavériques (Lemosse et coll., 1998) afin d'améliorer la jonction CVCT du modèle par éléments finis.

Suite à ce stage, trois différentes modélisation de l'articulation CVCT ont été développées et sont présentées dans le rapport intitulé : « Amélioration de la modélisation par éléments finis de l'articulation costo-vertébrale et costo-transverse sur un modèle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique ».

Rapport de Stage

**AMÉLIORATION DE LA MODÉLISATION PAR ÉLÉMENTS FINIS DE
L'ARTICULATION COSTO-VERTÉBRALE ET COSTO-TRANSVERSE SUR
UN MODÈLE DE LA COLONNE VERTÉBRALE ET DE LA CAGE
THORACIQUE.**

Remis aux professeurs

Carl-Éric Aubin, PhD, École Polytechnique de Montréal

Jean Dansereau, PhD, École Polytechnique de Montréal

Jacques A. DeGuise, PhD, École de technologie supérieure de Montréal

Wafa Skalli, Doct., Laboratoire de Biomécanique de L'É.N.S.A.M. de Paris

François Lavaste, Doct., Laboratoire de Biomécanique de L'É.N.S.A.M. de Paris

par

Denis Gignac, B.Sc.A.

École Polytechnique de Montréal

20 mars 1998

INTRODUCTION ET OBJECTIFS DU STAGE

Ce rapport fait suite à un stage dans le cadre d'une collaboration entre le Laboratoire de Biomécanique de l'É.N.S.A.M. de Paris et l'École Polytechnique de Montréal.

Initialement, les objectifs du stage étaient les suivants :

- Élaboration d'une modélisation locale améliorée du joint CVCT.
- Adaptation et intégration du modèle amélioré du joint CVCT dans le modèle global du rachis.
- Documentation du nouveau modèle.
- Comparaison de la nouvelle et de l'ancienne modélisation du modèle global du rachis.

Une fois le stage commencé, une décision a été prise afin de concentrer les études sur le développement et le calage d'une nouvelle modélisation de l'articulation CVCT pouvant présenter un comportement non linéaire, tel que rapporté par les expérimentations.

Ce rapport est composé des parties suivantes: introduction et objectifs du stage, les études antérieures et l'état actuel de la modélisation de l'articulation CVCT, la méthodologie utilisée pour le calage du modèle, les résultats obtenus et enfin la discussion de ces résultats.

ÉTUDES ANTÉRIEURES ET ÉTAT ACTUEL DES MODÈLES DE L'ARTICULATION CVCT

L'articulation CVCT a déjà fait l'objet de plusieurs études tant au Laboratoire de Biomécanique de l'É.N.S.A.M. qu'à l'École Polytechnique. Un premier modèle, basé sur celui de Stokes et Laible (1990), a été développé au début des années 1990. Ensuite, l'articulation CVCT a été raffinée surtout en ce qui concerne sa géométrie (Aubin et coll., 1990, 1993). Dans ces modèles, les propriétés mécaniques et géométriques sont tirées de la littérature (Schultz et al., 1974, Andriacchi et al., 1974). Une modélisation préliminaire de l'articulation CVCT a également été réalisée en parallèle à l'É.N.S.A.M. (Fassi-Fahri, 1993). Dans ce modèle, les ligaments CVCT étaient modélisés par une poutre et un câble mis en parallèle. Par la suite, deux études expérimentales ont été entreprises dans le cadre de projets de fin d'études afin de caractériser l'articulation CVCT et de développer un protocole expérimental (Saint-Cyr, 1994; Maltais, 1994).

Suite à ces études expérimentales préliminaires, deux modélisations différentes de l'articulation CVCT ont été développées. Le premier modèle utilise des poutres équivalentes pour représenter le comportement des ligaments costo-vertébraux supérieurs et inférieurs, et des ligaments costo-transverse supérieurs et postérieurs (figure 1). Les propriétés géométriques et mécaniques de la poutre équivalente modélisant les ligaments sont les mêmes pour tous les niveaux anatomiques. Cette modélisation utilise l'élément d'Ansys BEAM4 et le rapport en fera référence en le nommant le « Modèle Beam4 ».

Pour ce modèle, chacune des poutres de la jonction CVCT avait un module d'élasticité fixé à 35 MPa, une aire de section à 20 mm^2 et des inerties selon Y et Z de 32 mm^4 .

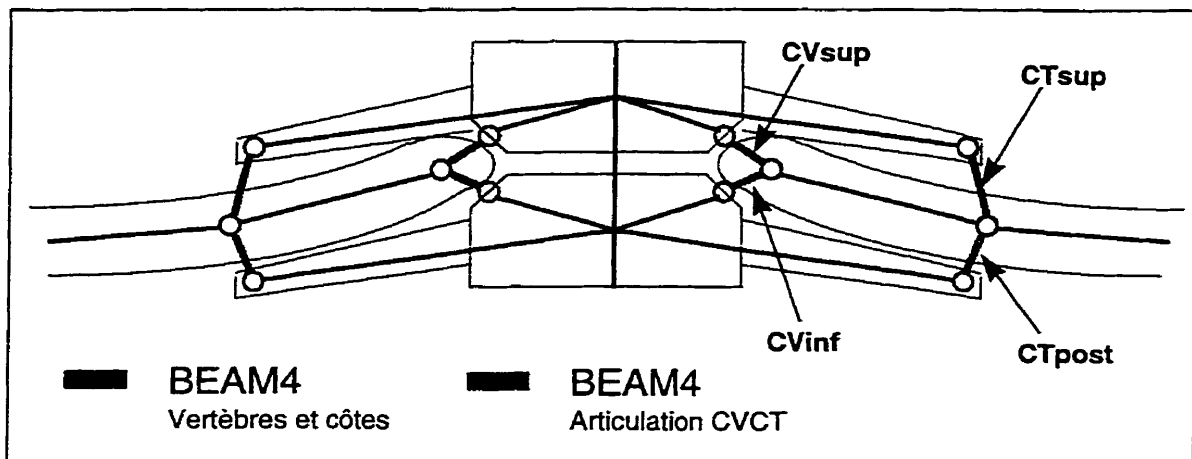


Figure 1 : Modèle Beam4 de l'articulation CVCT

Le deuxième modèle utilise des ressorts multilinéaires pour représenter ces mêmes ligaments (figure 2). Ce modèle utilise des éléments COMBIN39 de la librairie d'Ansys et sera subséquemment appelé « Modèle Combin39 ». Pour ce modèle, des relations multilinéaires ont été définies pour certains degrés de libertés. Le modèle a été calé pour les unités fonctionnelles T1-T2, T5-T6 et T9-T10, puis, les propriétés géométriques et mécaniques ont été calculées sur les niveaux intermédiaires par interpolation.

Suite à ces études, deux autres séries d'expérimentations ont été faites par Marec et Lemosse du Laboratoire de Biomécanique de l'É.N.S.A.M. Ces expérimentations ont été réalisées sur les niveaux anatomiques T1-T2, T5-T6 et T9-T10 prélevées sur onze

spécimens cadavériques. Les unités fonctionnelles ont été sollicitées avec des moments purs selon les trois directions du système de coordonnées local défini sur la côte. Le système de coordonnées local de la côte (appelé ci-après repère-côte) a pour origine la tête costale, l'axe des X est défini suivant l'axe costal, l'axe Y est orienté afin d'être inscrit dans le plan de l'extrémité postérieure de la côte, perpendiculaire à la facette articulaire transverse, et l'axe Z est obtenu par produit vectoriel. Les résultats expérimentaux collectés par Marec et Lemosse sont rapportés à la section « Informations complémentaires : 1-État actuel des modélisations » avec l'état initial du modèle.

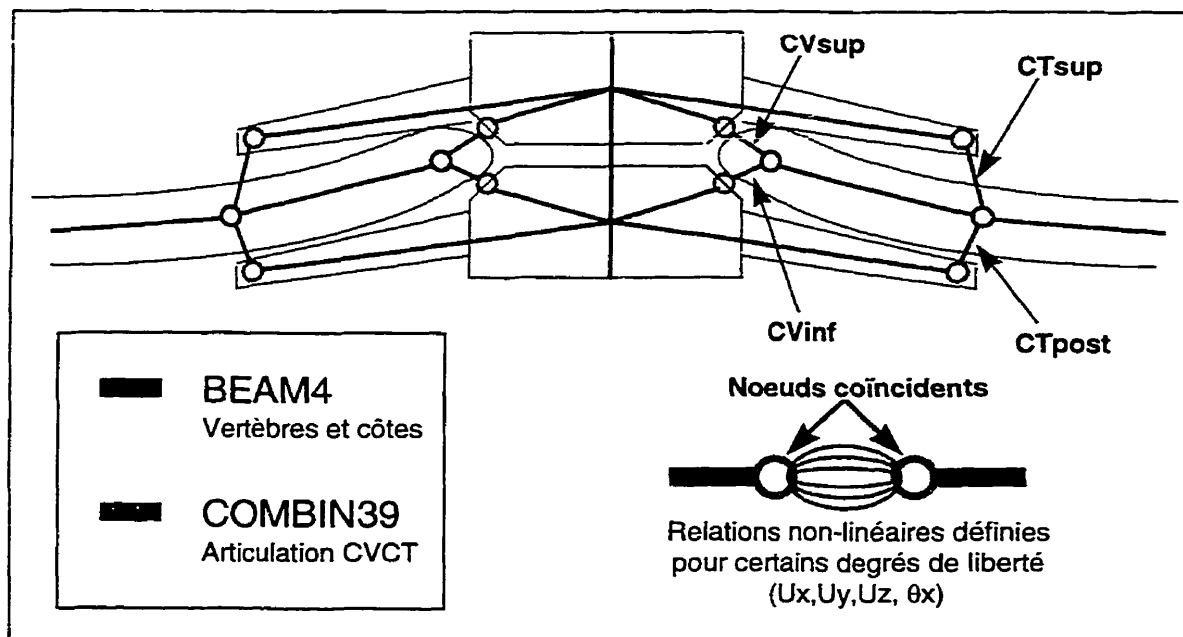


Figure 2 : Modèle Combin39 de l'articulation CVCT

MÉTHODES

La modélisation améliorée de l'articulation CVCT cherche à représenter le mieux possible le comportement de trois unités fonctionnelles (T1-T2, T5-T6 et T9-T10) telles qu'obtenues à l'aide des expérimentations les plus récentes effectuées sur des spécimens cadavériques par Lemosse (1998).

Étant donné que lors de ces expérimentations un comportement non-linéaire est observé, les éléments utilisés devront être capables de modéliser ce comportement. Les éléments disponibles dans la librairie du logiciel Ansys pour permettre l'utilisation d'un module d'élasticité non linéaire sont les éléments poutre23 et 24 (BEAM23 & BEAM24). Le choix de l'élément à utiliser s'est arrêté sur le BEAM24, l'élément tridimensionnel. Cet élément représente le comportement d'une section tubulaire quelconque à parois minces. De plus, une table contrainte-déformation peut être entrée afin d'obtenir un comportement multilinéaire.

L'élément COMBIN39 (ressort multilinéaire), n'a pas été considéré dans le choix des éléments car il ne se réoriente pas à chaque pas de chargement et peut introduire une source d'erreur sur les résultats lors de grands déplacements, par exemple lors de simulations d'instrumentation du rachis ou d'inflexions latérales.

Pour pouvoir solliciter l'unité fonctionnelle de la même façon que lors des essais expérimentaux, un système de coordonnées local (repère-côte) a été utilisé. L'origine du repère se situe sur le premier point de la côte (ex. Niveau+630), l'axe X suit l'axe costal, l'axe Y est dans le plan formé par l'extrémité postérieure de la côte, perpendiculaire à la facette articulaire transverse et l'axe Z est obtenu par produit vectoriel (figure 3).

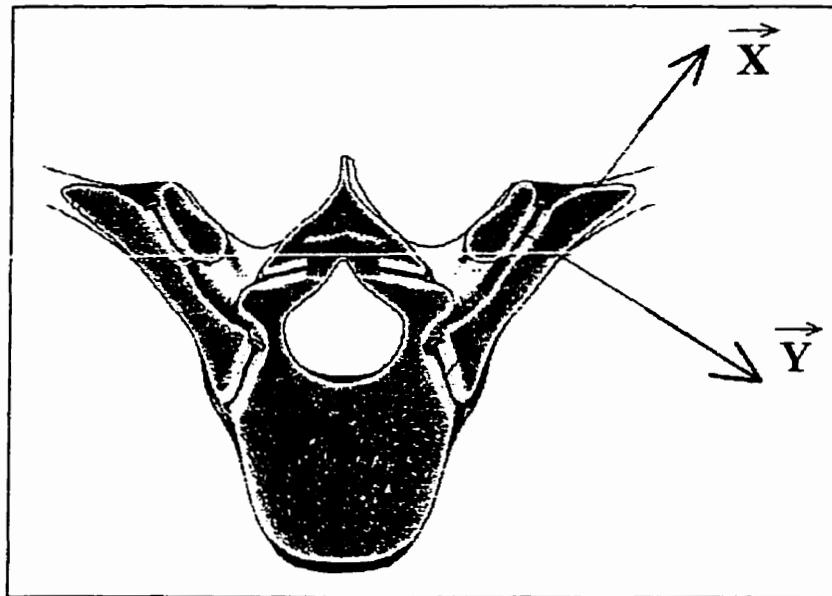


Figure 3 : Coupe transverse de vertèbre montrant le repère-côte

Un fichier de traitement et de compilation des résultats a été écrit en utilisant la théorie des rotations autour des axes mobiles avec l'aide du travail de Véron pour des rotations successives autour des axes X, Y' et Z''.

Une série de simulations a été faite en modifiant les constantes des éléments, soit le module d'élasticité, l'aire de section et les inerties afin d'étudier la sensibilité de la modélisation à ces paramètres. Ils ont été modifiés un à la fois, par une valeur haute et une valeur basse qui ont été choisies arbitrairement comme un facteur de multiplication et de division de 10 du paramètre initial (modèle BEAM4).

Le calage a été effectué sur les unités fonctionnelles T1-T2, T5-T6 et T9-T10, correspondant aux unités fonctionnelles dont les données expérimentales étaient disponibles. Les unités fonctionnelles ont tout d'abord été calées avec l'élément actuel (BEAM4), pour représenter au mieux la pente de la partie linéaire du graphique des sollicitations.

Une fois que les propriétés géométriques et mécaniques des poutres BEAM4 ont été déterminées, un élément BEAM24 équivalent a été défini itérativement en faisant 6 simulations, soit en appliquant des forces et des moments dans les trois directions de l'espace. Les paramètres caractérisant les éléments BEAM24 ont été changés successivement afin d'approcher au mieux le comportement de l'élément BEAM4 trouvé précédemment.

Les ligaments CVCT du modèle BEAM4 calé ont ensuite été remplacés par l'élément BEAM24 équivalent et d'autres séries de simulations ont été effectuées afin de comparer le modèle BEAM24 aux données expérimentales. Au besoin, cette nouvelle modélisation

utilisant l'élément BEAM24 a été recalée afin de situer le comportement dans le corridor expérimental.

Finalement, pour étudier la faisabilité d'un modèle démontrant un comportement multilinéaire, un essai a été fait sur l'unité fonctionnelle T5-T6. Un module d'élasticité non linéaire a été attribué à la modélisation utilisant les ligaments BEAM24, pour représenter le comportement non linéaire de l'unité fonctionnelle et a été calé itérativement.

RÉSULTATS

Calage des éléments du premier modèle (BEAM4 linéaire)

L'étude de sensibilité a permis de cibler les paramètres qui étaient les plus influents sur le comportement des unités fonctionnelles. De cette étude il a été trouvé que les modules d'élasticité devaient être utilisés pour approcher le corridor expérimental car ils permettent de modifier par un facteur d'échelle toutes les simulations (surtout pour le ligament CV). Pour raffiner le calage, les aires de section et les inerties (I_y et I_z) doivent être ensuite modifiées. Finalement, le module d'inertie polaire (I_{xx}) ne semble pas jouer de rôle pour toutes les simulations. Les résultats graphiques de l'étude de sensibilité sont inclus à la section « Informations complémentaires : 2-Études de sensibilité des unités fonctionnelles ».

Les tableaux suivants donnent les paramètres géométriques et mécaniques de la jonction CVCT tels qu'obtenus avec la simulation jugée la meilleure pour chacune des unités fonctionnelles.

Tableau I : Paramètres calés du premier modèle (T1-T2)

Paramètres	Poutres CV	Poutre CT _{post}	Poutre CT _{sup}
E (MPa)	35	35	35
Aire (mm ²)	1.333	20	20
I _{zz} (mm ⁴)	32	32	32
I _{yy} (mm ⁴)	320	32	32

Tableau II: Paramètres calés du premier modèle (T5-T6)

Paramètres	Poutres CV	Poutre CT _{post}	Poutre CT _{sup}
E (MPa)	105	35	35
Aire (mm ²)	20	20	2
I _{zz} (mm ⁴)	32	32	32
I _{yy} (mm ⁴)	32	32	32

Tableau III : Paramètres calés du premier modèle (T9-T10)

Paramètres	Poutres CV	Poutre CT _{post}	Poutre CT _{sup}
E (MPa)	35	35	420
Aire (mm ²)	20	20	20
I _{zz} (mm ⁴)	32	32	32
I _{yy} (mm ⁴)	32	32	32

La pente des courbes de comportement des unités fonctionnelles aux sollicitations selon des couples en X, Y et Z du repère-côte est présentée à la section « Informations complémentaires : 3-Pentes des modèles BEAM4 et BEAM24 calés ». Les courbes de comportement des unités fonctionnelles aux mêmes sollicitations sont présentées à la

section « Informations complémentaires : 4-Courbes de comportement des modèles BEAM4 et BEAM24 calés ».

Création et calage du deuxième modèle (BEAM24 linéaire)

La nouvelle modélisation BEAM4 linéaire a été remplacée en utilisant un élément BEAM24 équivalent. Lorsque le comportement de l'unité fonctionnelle était trop différent du modèle BEAM4, certaines propriétés ont été changées itérativement afin d'approcher au mieux le corridor expérimental. Le tableau 4 indique les changements des modules d'élasticité des BEAM24 et les figures 5 à 7 montrent la coupe de section de chacune des poutres pour les trois niveaux considérés.

Tableau IV : Modules d'élasticité des éléments poutres de la deuxième modélisation

Niveau	E_{CV} (MPa)	E_{CTsup} (MPa)	E_{CTpost} (MPa)
T1-T2	35	35	525
T5-T6	70	35	35
T9-T10	35	420	35

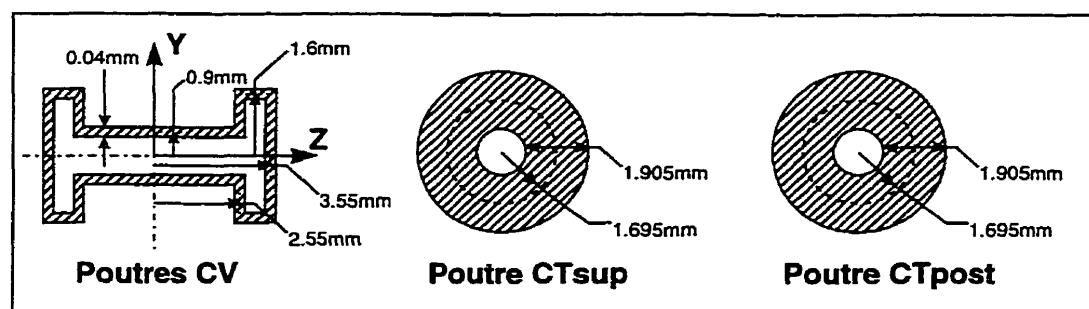


Figure 4 : Coupe de section des éléments BEAM24 du deuxième modèle au niveau T1-T2

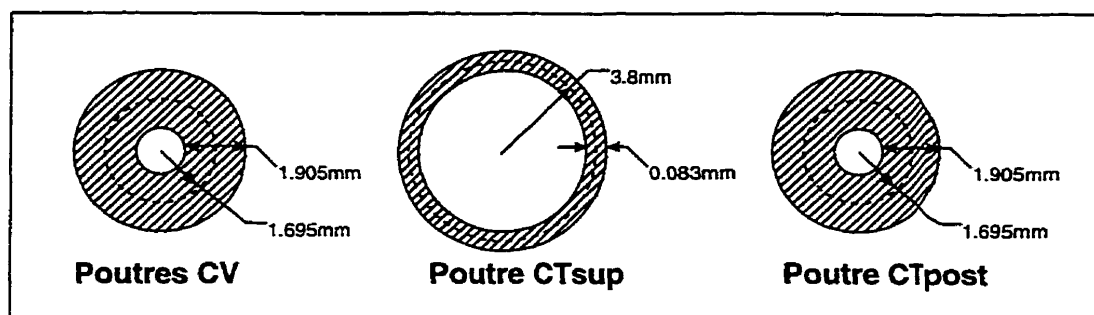


Figure 5 : Coupe de section des éléments BEAM24 du deuxième modèle au niveau T5-T6

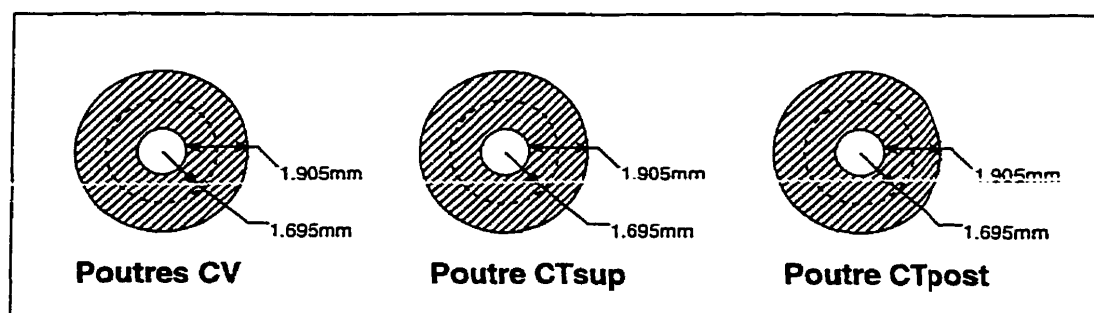


Figure 6 : Coupe de section des éléments BEAM24 du deuxième modèle au niveau T9-T10

Les pentes de la section linéaire de la courbe de comportement des unités fonctionnelles aux sollicitations selon des couples en X, Y et Z du repère-côte sont présentées à la section « Informations complémentaires : 3-Pentes des modèles BEAM4 et BEAM24 calés ». Les courbes de comportement des unités fonctionnelles aux mêmes sollicitations sont présentées à la section « Informations complémentaires : 4-Courbes de comportement des modèles BEAM4 et BEAM24 calés ».

Création du nouveau modèle BEAM24 multilinéaire

Il existe plusieurs façons d'inclure le comportement multilinéaire aux trois niveaux anatomiques. La plus logique est de trouver une seule poutre qui, ayant un comportement multilinéaire pourrait représenter les résultats expérimentaux pour les trois unités fonctionnelles. Dans ce cas, il n'y aurait qu'une poutre par côte qui aurait un comportement multilinéaire (24 au total), les autres ligaments pourraient utiliser l'élément BEAM4.

Afin de reproduire le comportement non-linéaire observé des résultats expérimentaux, plusieurs essais ont du être effectués. Le module d'élasticité de chaque ligament a été modifié, tour à tour, pour obtenir un comportement multilinéaire afin de trouver lequel est le plus influent sur le comportement de l'unité fonctionnelle.

Les unités fonctionnelles T5-T6 et T9-T10 ont été calées en changeant respectivement le ligament CV_{sup} et CT_{sup} . Les valeurs spécifiées pour les modules d'élasticité sont présentées dans les tableaux V et VI. Les courbes de comportement sont présentées à la section « Informations complémentaires : 5-Courbes de comportement du modèle BEAM24 multilinéaire ». Malgré plusieurs essais, il a été impossible d'obtenir un comportement multilinéaire pour l'unité fonctionnelle T1-T2.

Tableau V : Table Contrainte-Déformation pour le ligament CV_{sup} de T5-T6

Point	Contrainte (MPa)	Déformation	Module d'élasticité (MPa)
1	1	1	1
2	140	2	70

Tableau VI : Table Contrainte-Déformation pour le ligament CT_{sup} de T9-T10

Point	Contrainte (MPa)	Déformation	Module d'élasticité (MPa)
1	0.01	0.1	0.1
2	84	0.2	420

DISCUSSION ET CONCLUSION

Ce stage au Laboratoire de biomécanique de l'É.N.S.A.M. de Paris a permis de caler les unités fonctionnelles T1-T2, T5-T6 et T9-T10 aux nouvelles données expérimentales de spécimens cadavériques. Trois nouvelles modélisations sont maintenant disponibles pour être incorporées dans le modèle global de la colonne vertébrale et de la cage thoracique : Un modèle BEAM4 linéaire, un modèle BEAM24 linéaire et une modèle BEAM24 multilinéaire.

Le nouveau modèle BEAM4 linéaire, est le plus simple à intégrer dans le modèle global du rachis. Le seul changement à apporter au niveau du modèle est d'interpoler les propriétés mécaniques et géométriques aux niveaux vertébraux intermédiaires à partir des données des tableaux I à III.

Le deuxième modèle (BEAM24 linéaire) pourrait aussi être intégré à la modélisation globale du rachis de la même façon pour le module d'élasticité mais l'interpolation des coupes de sections aux niveaux intermédiaires reste encore à déterminer. De plus, une étude devra être effectuée afin de déterminer si cette modélisation augmente le temps de résolution du modèle complet.

Finalement, les résultats du modèle BEAM24 multilinéaire permettent de modéliser le comportement multilinéaire des articulations CVCT pour les unités fonctionnelles T5-T6 et T9-T10. Le niveau anatomique T1-T2 n'ayant pu être calé, pourrait utiliser les résultats du premier modèle. De toutes façons, les articulations CVCT de cette unité fonctionnelle sont anatomiquement différentes des autres car elles sont reliées à une vertèbre seulement. L'interpolation entre les niveaux anatomiques reste encore à être déterminée afin de modéliser le segment les ligaments CVCT du segment T5-T10.

RÉFÉRENCES

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

AUBIN C.-É., DANSEREAU J., (1990). Modèle 3D personnalisé, par éléments finis, de la colonne vertébrale et de la cage thoracique scoliotiques : application à l'étude du corset de Boston, 5^{ème} Réunion Générale de la Société Internationale de Recherche en Orthopédie et en Traumatologie, Montréal, Québec.

AUBIN C.-É., DANSEREAU J., LABELLE H., (1993). Simulation biomécanique de l'effet du corset de Boston sur un modèle de la colonne vertébrale et du thorax scoliotiques. *Ann Ch* 47:9, 881-887.

FASSI-FEHRI N., (1993). Modélisation par éléments finis de l'articulation costo-vertébrale. Rapport d'option, É.N.S.A.M. Laboratoire de Biomécanique, Paris.

LEMOSSE D., LE RUE O., DIOP A., SKALLI W., MAREC P., LAVASTE F., (1998). Characterization of the Mechanical Behaviour Parameters of the Costo-vertebral Joint, *Eur Spine J* 7, 16-23.

MALTAIS C., (1994). Caractérisation des articulations costo-vertébrales et costo-transverses. Projet de fin d'études, Département de génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

SAINT-CYR É., (1994). Caractérisation et modélisation des articulations costo-vertébrales et costo-transverses. Projet de fin d'études, Département de génie mécanique, École Polytechnique de Montréal.

SCHULTZ A.B., BENSON D.R., HIRSCH C., (1974). Force-Deformation Properties of Human Ribs, *J Biomech* 7, 303-309.

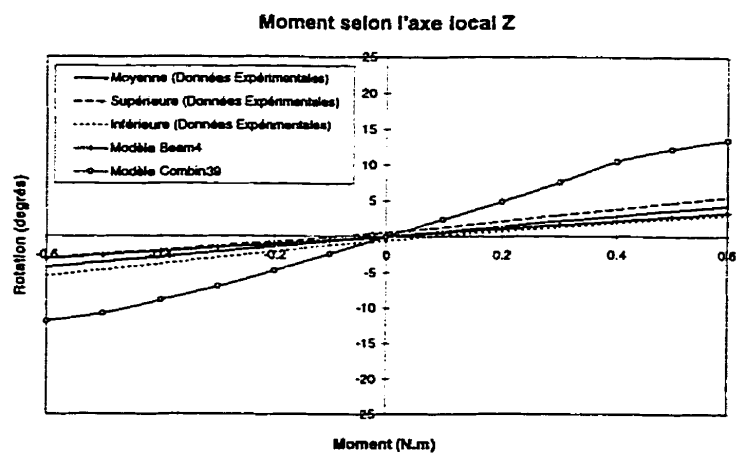
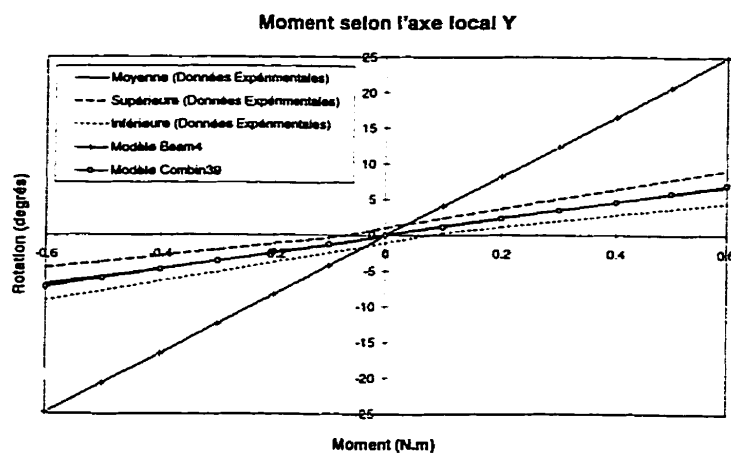
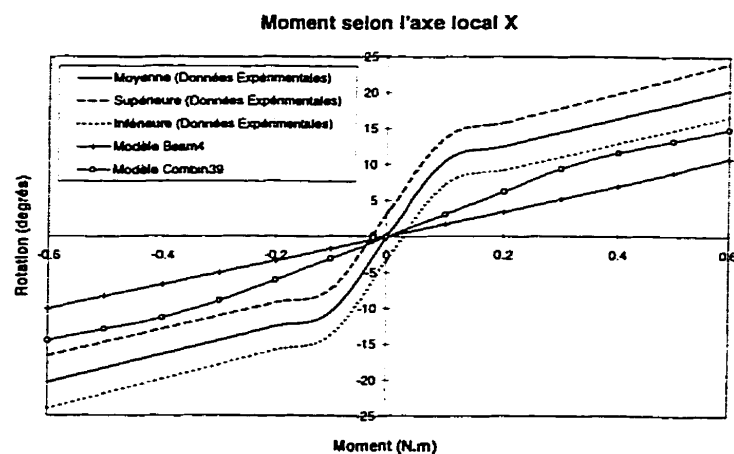
STOKES I.A.F., LAIBLE J.P. (1990). Three-Dimensional Osseo-Ligamentous Model of the Thorax Representing Initiation of Scoliosis by Asymmetric Growth, *J Biomech* 23, 585-595.

VÉRON S., Rapport interne sur la théorie des rotations autour des axes mobiles, Laboratoire de Biomécanique de l'É.N.S.A.M, Paris.

INFORMATIONS COMPLÉMENTAIRES

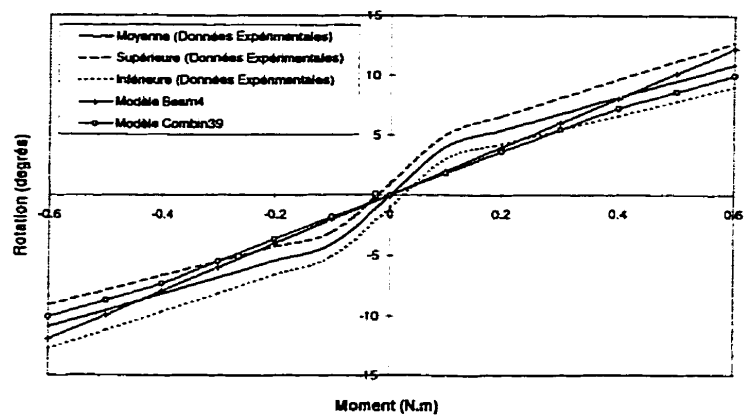
1-État actuel des modélisations

Unité fonctionnelle T1-T2

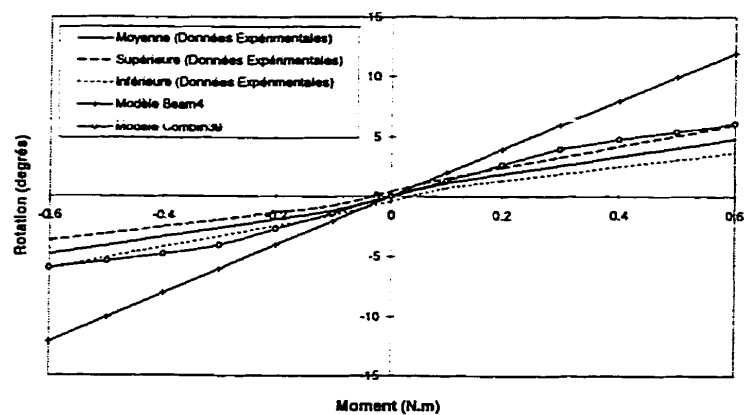


Unité fonctionnelle T5-T6

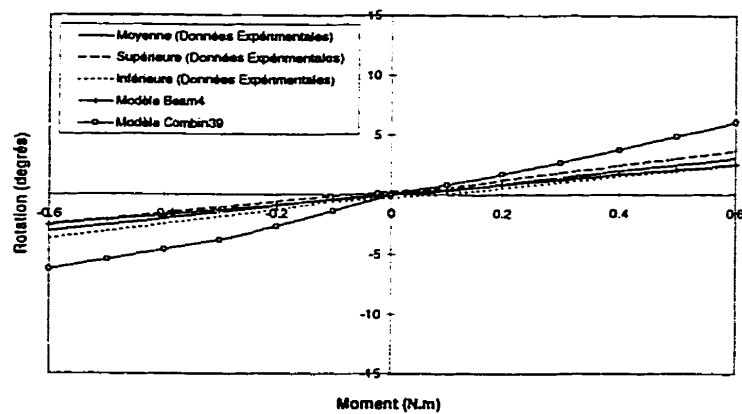
Moment selon l'axe local X



Moment selon l'axe local Y

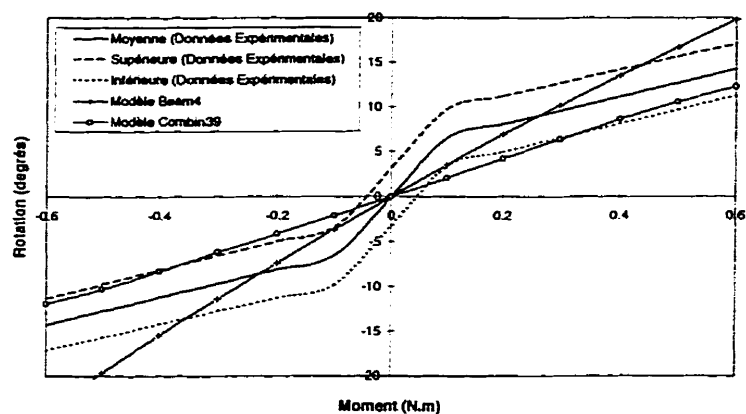


Moment selon l'axe local Z

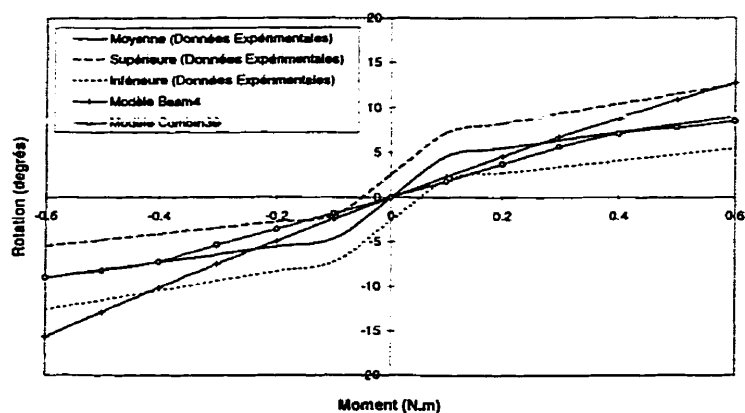


Unité fonctionnelle T9-T10

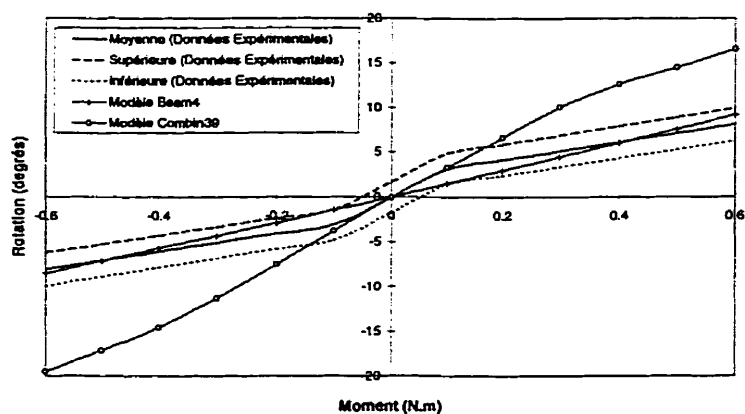
Moment selon l'axe local X



Moment selon l'axe local Y

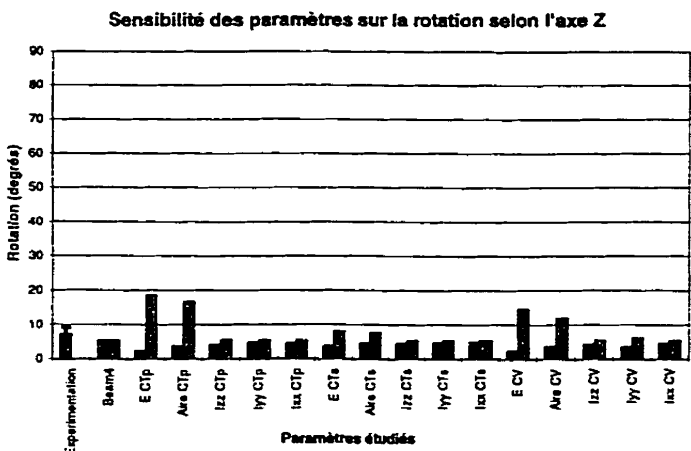
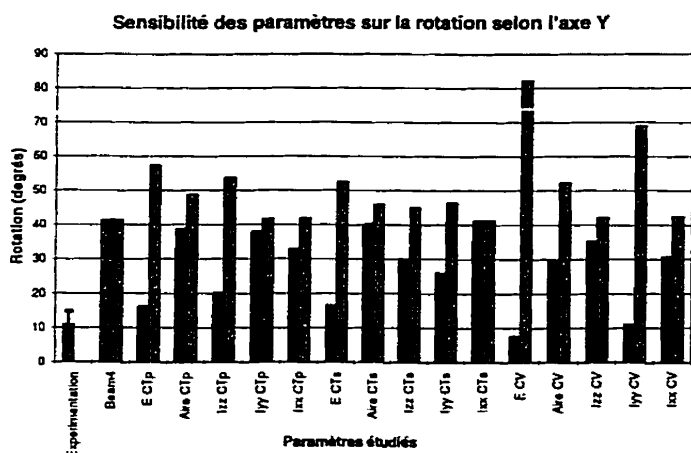
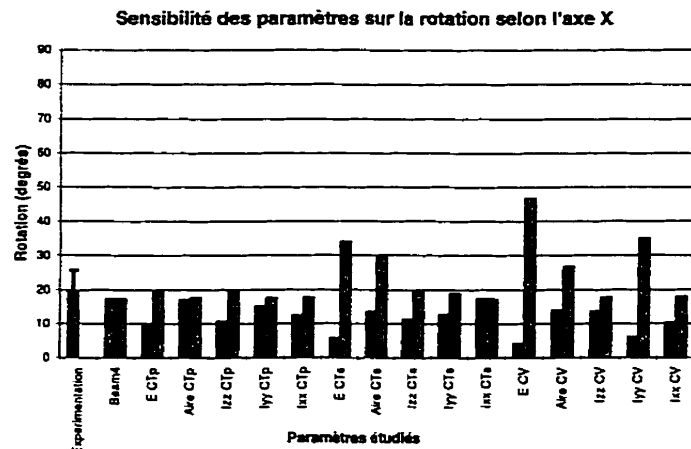


Moment selon l'axe local Z



2- Étude de sensibilité des unités fonctionnelles

Unité fonctionnelle T1-T2



Expérimentation Pente de la partie linéaire (valeur maximale et minimale)

Beam4 Pente de l'ancienne modélisation (état initial du modèle)

E Module d'élasticité du ligament (CTpost, CTsup ou CV)

Aire Aire de section du ligament (CTpost, CTsup ou CV)

Izz Inertie en Z du ligament (CTpost, CTsup ou CV)

Iyy Inertie en Y du ligament (CTpost, CTsup ou CV)

Ixx Inertie en X du ligament (CTpost, CTsup ou CV)

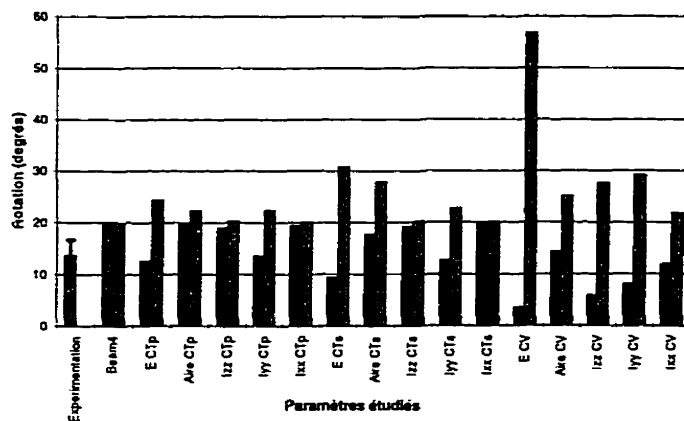
Légende

Paramètre multiplié par 10

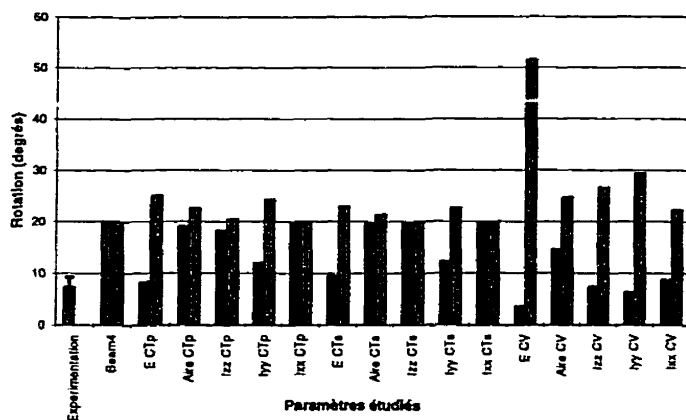
Paramètre divisé par 10

Unité fonctionnelle T5-T6

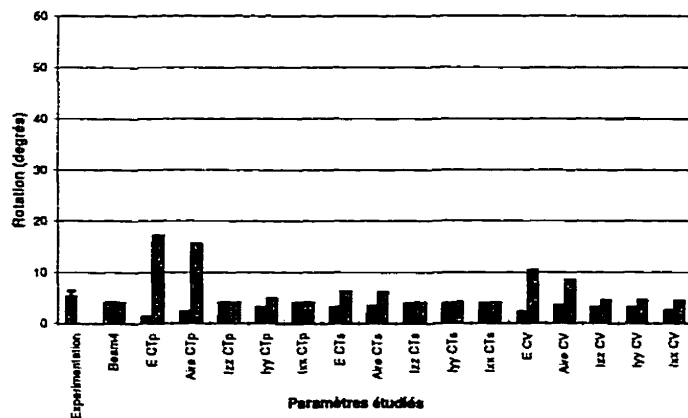
Sensibilité des paramètres sur la rotation selon l'axe X



Sensibilité des paramètres sur la rotation selon l'axe Y



Sensibilité des paramètres sur la rotation selon l'axe Z



Expérimentation Pente de la partie linéaire
(valeur maximale et minimale)

Beam4 Pente de l'ancienne
modélisation (état initial du
modèle)

E Module d'élasticité du
ligament (CTpost, CTsup ou
CV)

Aire Aire de section du ligament
(CTpost, CTsup ou CV)

Izz Inertie en Z du ligament
(CTpost, CTsup ou CV)

Iyy Inertie en Y du ligament
(CTpost, CTsup ou CV)

Ixx Inertie en X du ligament
(CTpost, CTsup ou CV)

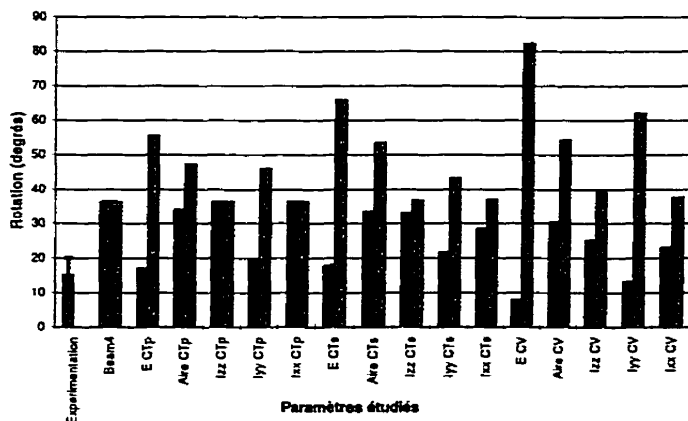
Légende

■ Paramètre multiplié par 10

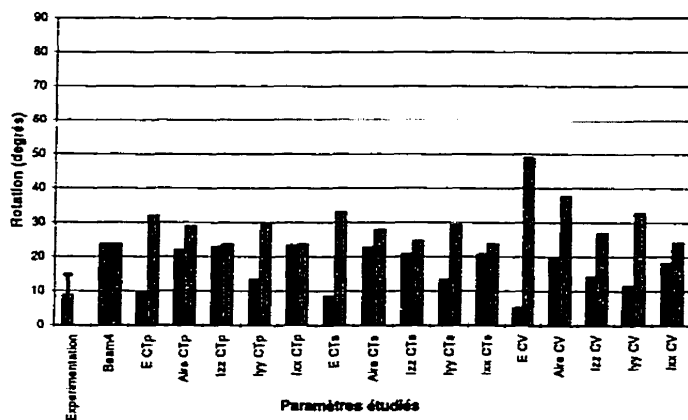
□ Paramètre divisé par 10

Unité fonctionnelle T9-T10

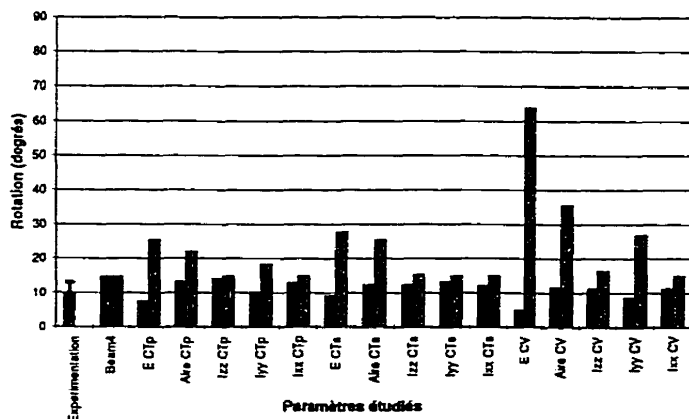
Sensibilité des paramètres sur la rotation selon l'axe X



Sensibilité des paramètres sur la rotation selon l'axe Y



Sensibilité des paramètres sur la rotation selon l'axe Z



Expérimentation Pente de la partie linéaire
(valeur maximale et minimale)

Beam4 Pente de l'ancienne
modélisation (état initial du
modèle)

E Module d'élasticité du
ligament (CTpost, CTsup ou
CV)

Aire Aire de section du ligament
(CTpost, CTsup ou CV)

Izz Inertie en Z du ligament
(CTpost, CTsup ou CV)

Iyy Inertie en Y du ligament
(CTpost, CTsup ou CV)

Ixx Inertie en X du ligament
(CTpost, CTsup ou CV)

Légende

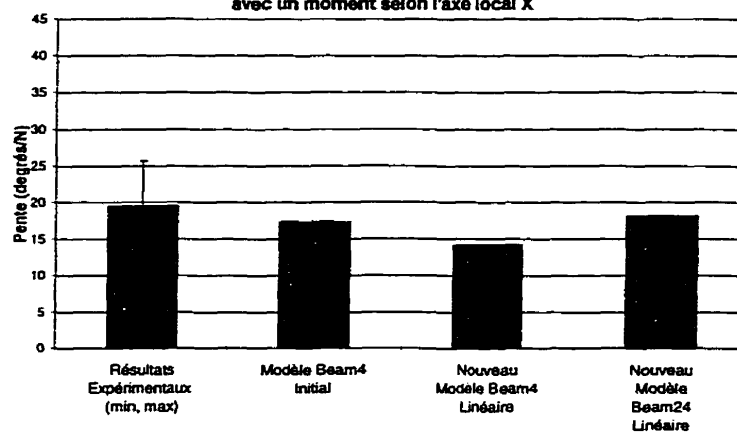
■ Paramètre multiplié par 10

▨ Paramètre divisé par 10

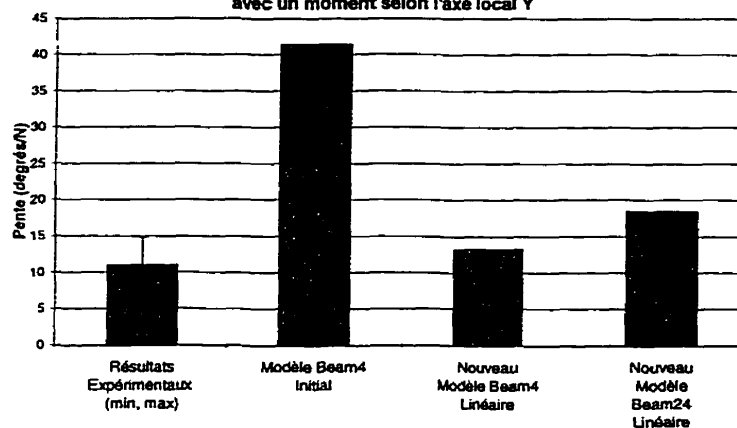
3- Pentes des modèles *BEAM4* et *BEAM24* calés

Unité fonctionnelle T1-T2

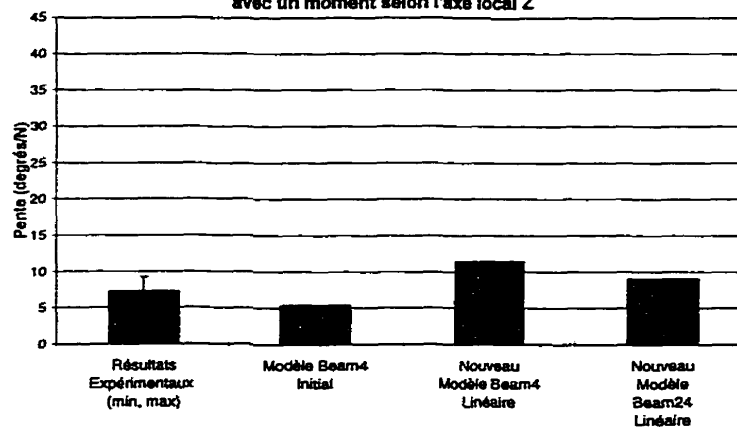
Graphique de la pente de la section linéaire
avec un moment selon l'axe local X



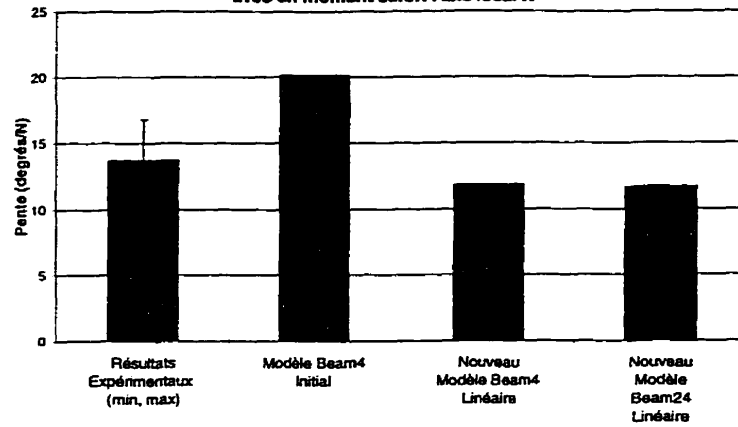
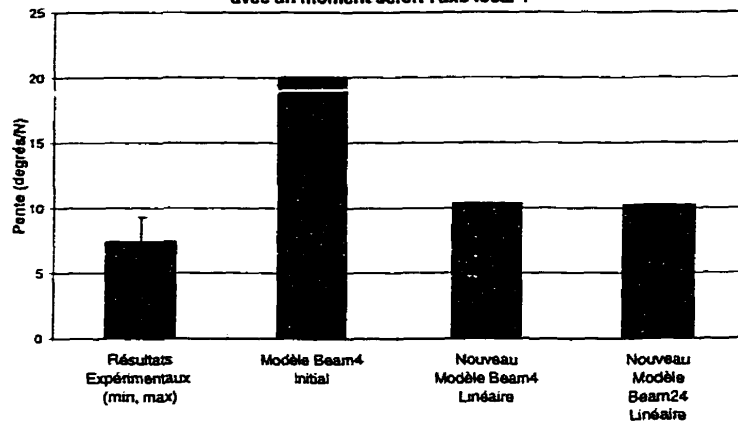
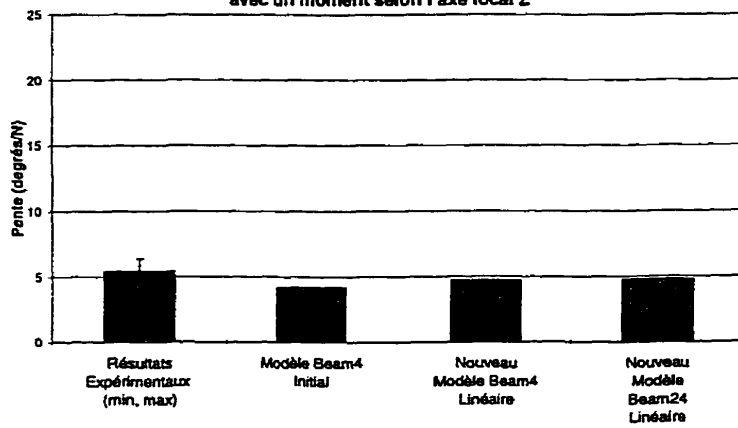
Graphique de la pente de la section linéaire
avec un moment selon l'axe local Y



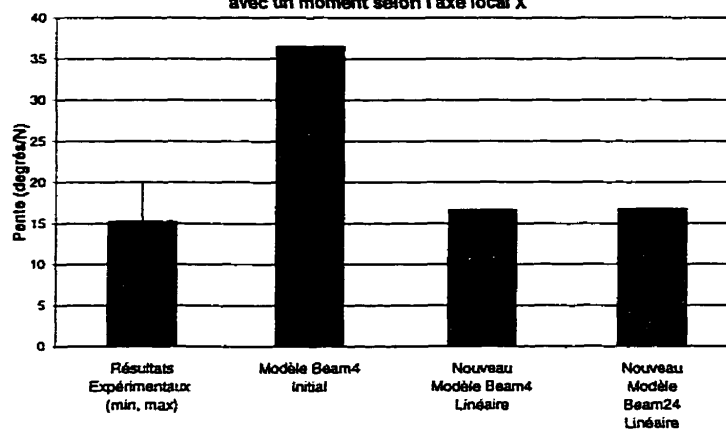
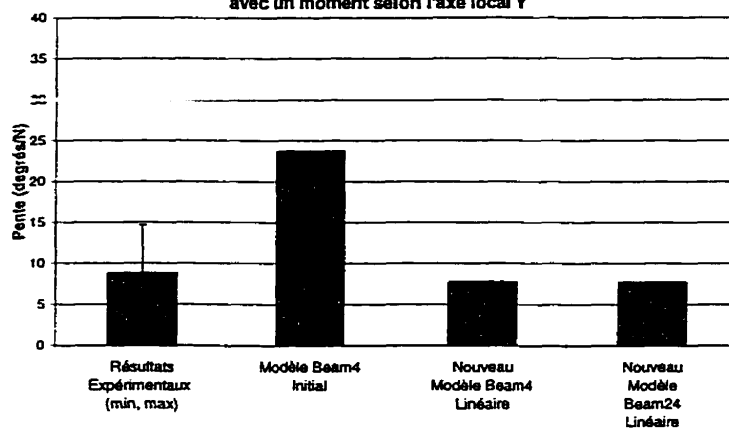
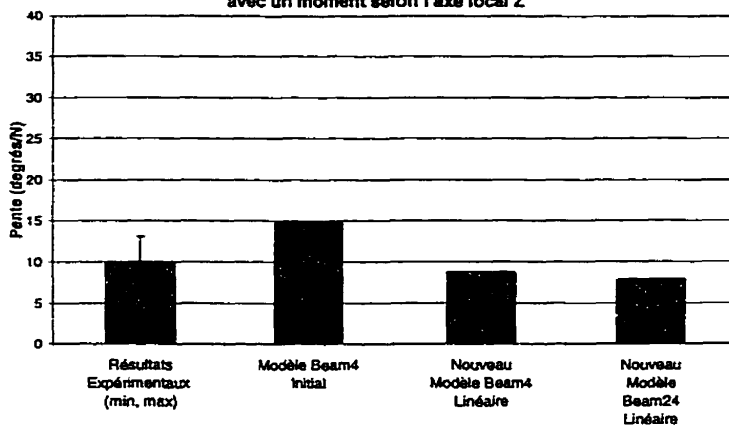
Graphique de la pente de la section linéaire
avec un moment selon l'axe local Z



Unité fonctionnelle T5-T6

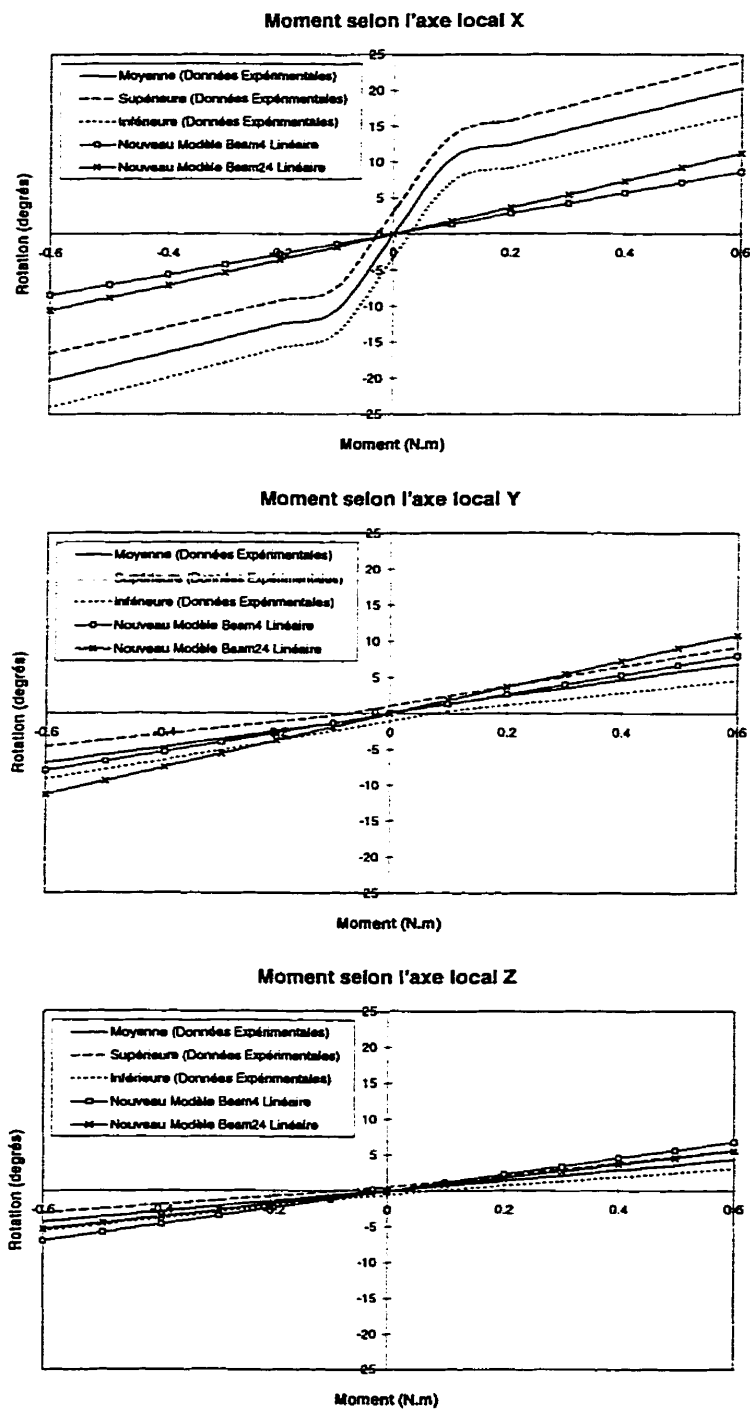
Graphique de la pente de la section linéaire
avec un moment selon l'axe local XGraphique de la pente de la section linéaire
avec un moment selon l'axe local YGraphique de la pente de la section linéaire
avec un moment selon l'axe local Z

Unité fonctionnelle T9-T10

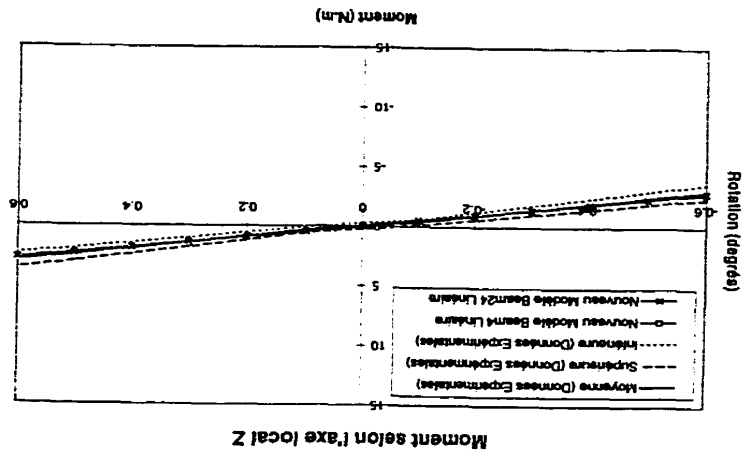
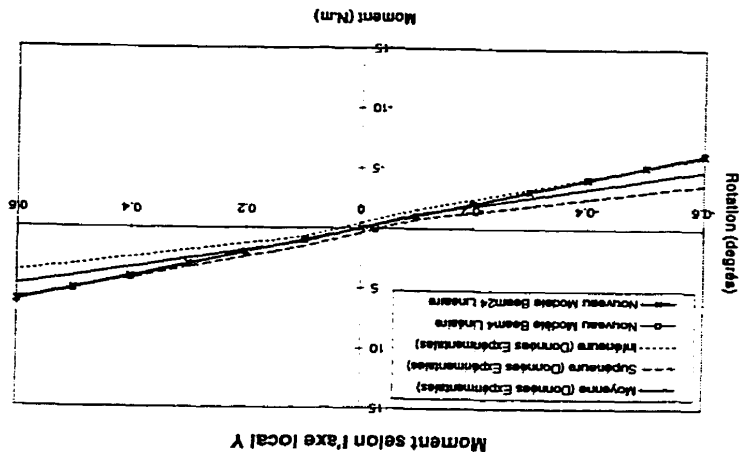
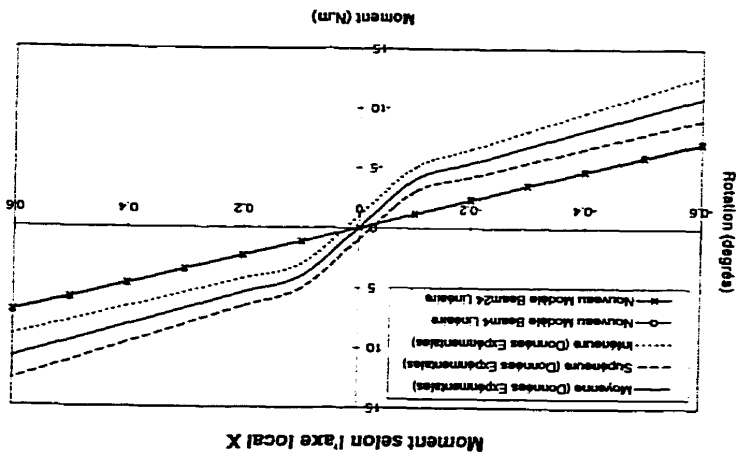
Graphique de la pente de la section linéaire
avec un moment selon l'axe local XGraphique de la pente de la section linéaire
avec un moment selon l'axe local YGraphique de la pente de la section linéaire
avec un moment selon l'axe local Z

4- Courbes de comportement des modèles *BEAM4* et *BEAM24* calés

Unité fonctionnelle T1-T2

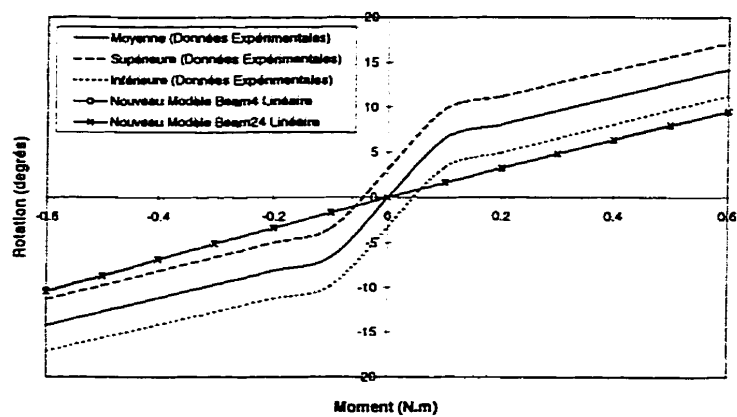


Unité fonctionnelle T5-T6

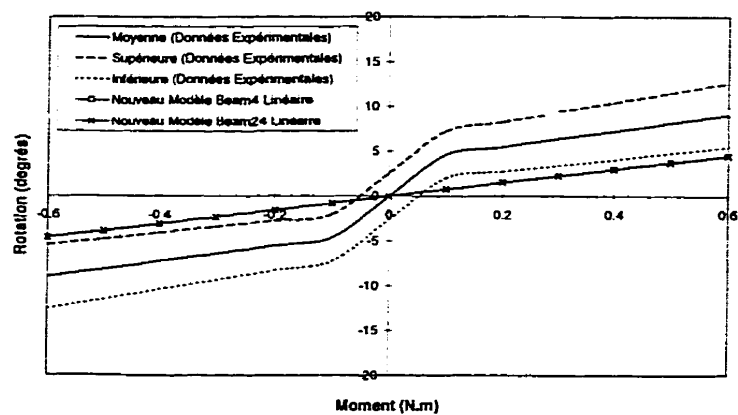


Unité fonctionnelle T9-T10

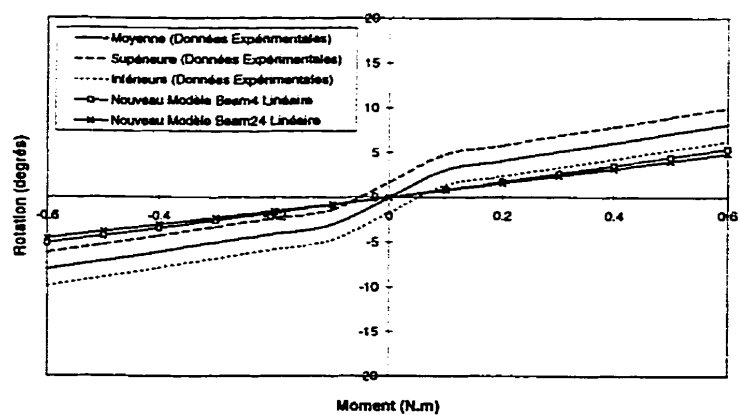
Moment selon l'axe local X



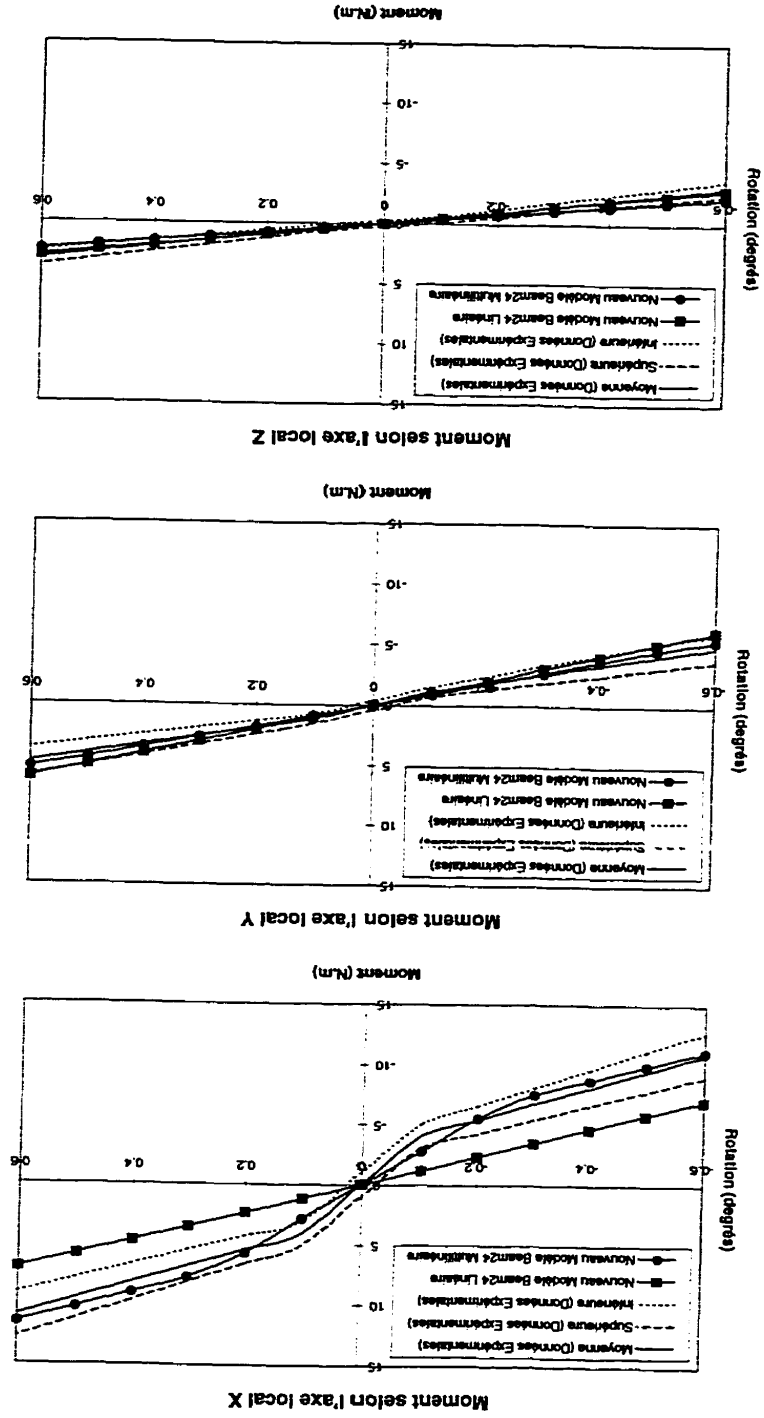
Moment selon l'axe local Y



Moment selon l'axe local Z

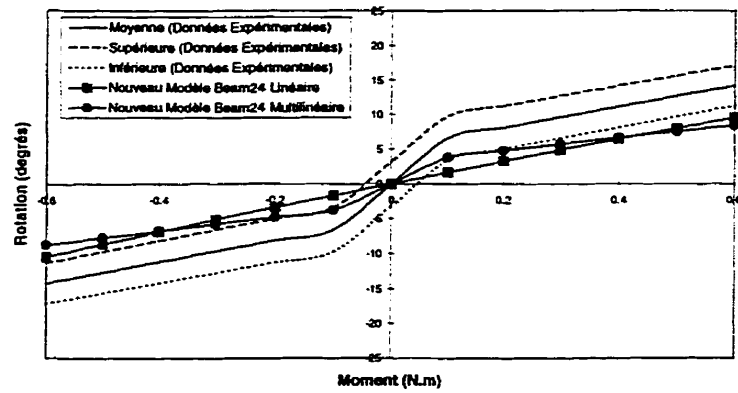


5-Courbes de comportement du modèle BEAM24 multilinéaire Unité fonctionnelle T5-T6

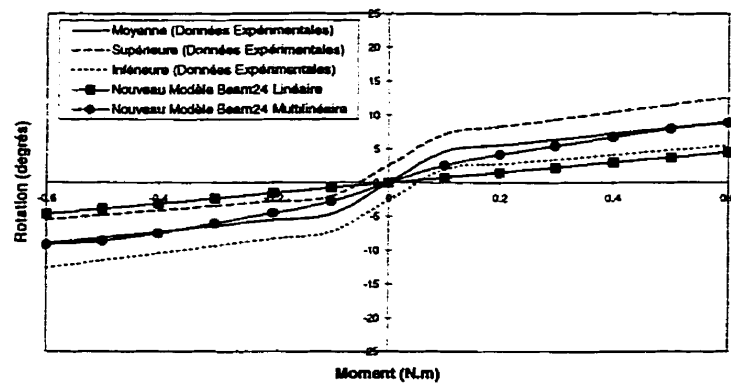


Unité fonctionnelle T9-T10

Moment selon l'axe local X



Moment selon l'axe local Y



Moment selon l'axe local Z

