

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

MODÉLISATION BIOMÉCANIQUE DE L'INTERACTION ENTRE LE CORSET ET
LE TRONC DANS LE TRAITEMENT DE LA SCOLIOSE

MÉLANIE LACROIX
DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

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

OCTOBRE 2003



National Library
of Canada

Bibliothèque nationale
du Canada

Acquisitions and
Bibliographic Services

Acquisitions et
services bibliographiques

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 0-612-89213-1

Our file Notre référence

ISBN: 0-612-89213-1

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

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

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

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

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

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

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

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

Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

MODÉLISATION BIOMÉCANIQUE DE L'INTERACTION ENTRE LE CORSET
ET LE TRONC DANS LE TRAITEMENT DE LA SCOLIOSE

présenté par : LACROIX Mélanie

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

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

M. SANSCHAGRIN, Bernard, D. Ing., président

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

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

M. BRAILOVSKI, Vladimir, Ph.D.

DÉDICACE

*À ma famille,
pour m'avoir inculqué la passion,
la curiosité et l'envie de me dépasser*

REMERCIEMENTS

Mes premiers remerciements s'adressent à mon directeur de recherche, M. Carl-Éric Aubin et à mon codirecteur de recherche, M. Jean Dansereau. Le soutien, les efforts, l'implication et la patience qu'ils m'ont offerts sont autant d'éléments responsables de l'aboutissement et de la réussite de ce mémoire.

Je tiens également à remercier particulièrement les membres du groupe du laboratoire LIS3D de l'hôpital Ste-Justine, particulièrement Delphine Périé, Yvan Petit et Marie Beauséjour pour le support, les connaissances, les services et l'amitié qu'ils m'ont apportés. Je tiens aussi à souligner le support financier du CRSNG qui a permis la réalisation de cette étude.

Enfin, je tiens particulièrement à remercier ma famille, mon conjoint et mes amis qui n'ont cessé de m'encourager et de me supporter durant ces années et qui ont partagé avec moi toutes les émotions rattachées à la réalisation de cette maîtrise.

RÉSUMÉ

L'orthèse thoracolombaire sacrée est le type le plus commun de traitement non chirurgical utilisé dans le traitement de la scoliose idiopathique. Le corset de Boston, composé d'une coque rigide de polypropylène et d'une couche de mousse, est un exemple de ce type d'orthèse et est serré par deux courroies dans le dos du patient. La biomécanique des traitements orthotiques est un domaine relativement peu exploré et traditionnellement basé sur l'expertise des cliniciens et sur un certain empirisme. Peu d'études ont évalué la mesure des forces à l'interface entre le corset et le tronc et très peu d'entre elles traitent actuellement du concept de la mise en charge du tronc et des modes de transmission des efforts au rachis par le corset dans le traitement de la scoliose. Le but du présent projet est de proposer une nouvelle approche réaliste de modélisation du traitement par corset afin de représenter les effets de ce traitement.

Un modèle par éléments finis du patient, mis au point conjointement par l'École Polytechnique et l'Ensam-Paris a été utilisé comme modèle de base pour réaliser la simulation du traitement par corset. L'étude de faisabilité d'une nouvelle approche de modélisation du corset et de son interface avec le tronc a été effectuée sur un patient de 16 ans présentant un angle de Cobb au niveau thoracique droit de 40.4° et de 29.8° au niveau lombaire gauche. Une matrice de pression insérée sous le corset mis en place sur le patient a permis de mesurer les efforts générés par le corset et fournir la géométrie 3D de l'interface entre le corset et le tronc du patient. Une modélisation tridimensionnelle par éléments finis des deux couches du corset de Boston a ensuite été élaborée à partir de cette géométrie à l'aide du logiciel Ansys 5.7. Des éléments coques ont été utilisés pour modéliser l'enveloppe rigide du corset alors que des éléments solides linéaires élastiques à 8 nœuds ont été définis pour représenter la mousse. La couche des tissus mous du patient a été modélisée sous la couche de

mousse du corset à l'aide d'éléments solides à 8 nœuds. Les propriétés mécaniques du corset et des tissus mous ont été tirées de la littérature.

Pour modéliser biomécaniquement l'interaction entre le patient et le corset, des éléments de contact de type point-surface ont été utilisés. Le choix de ce type d'élément a été effectué suite à une étude de simulation sur deux bancs d'essais. Cette étude suggère que le contact point-surface permet d'obtenir des résultats plus précis (erreur de 2%) que le contact surface-surface (erreur de 15%) et un temps de convergence moins élevé (2.2 s vs 7.5 s).

La simulation du traitement par corset a été réalisée en trois étapes. À partir de la géométrie du corset reconstruite sur le patient, une simulation a été effectuée pour obtenir la forme initiale du corset dans les conditions avant son installation sur le patient. L'ouverture du corset a ensuite été simulée par l'imposition de déplacements sur les points d'attache des courroies jusqu'à ce que le patient se trouve entièrement à l'intérieur du corset. Les éléments de contact ont par la suite été insérés dans le modèle. La simulation de la fermeture du corset a permis de serrer les courroies pour refermer le corset autour du patient. Les simulations ont été réalisées itérativement, par incréments de serrage des courroies, afin de tenir compte des non-linéarités géométriques associées aux grands déplacements et déformations des changements de statut des éléments de contact du système. Le corset a été refermé à plus de 85% et 46 éléments de contact ont été activés lors du serrage des courroies.

La géométrie déformée de la colonne vertébrale a été comparée aux indices géométriques de reconstructions 3D du patient dans son corset. Une comparaison des résultats du présent modèle a également été faite avec une simulation impliquant des forces calculées à partir des mesures prises par les capteurs de la matrice de pressions placée sous le corset. Les résultats des simulations du présent modèle sont en adéquation avec les indices de reconstruction 3D du patient dans son corset et

indiquent une correction progressive de la colonne vertébrale qui suit les principes de correction d'un corset. Les résultats sont meilleurs que ceux obtenus avec le modèle de forces, particulièrement dans le plan coronal et en rotation axiale. Toutefois, une sous-correction de la gibbosité et de l'angle de Cobb a été observée entre les résultats obtenus à l'aide des simulations du présent modèle et les mesures prises sur le patient dans son corset.

Les résultats obtenus montrent la faisabilité de l'approche de modélisation qui représente une amélioration de la prédiction offerte par les modèles biomécaniques utilisés précédemment dans la simulation des traitements orthotiques. De même, la nouvelle modélisation représente de façon plus réaliste le transfert des charges du corset à la cage thoracique que l'application de forces directes sur le tronc. Toutefois, ces résultats suggèrent que d'autres mécanismes tels que les muscles et la pression intra-abdominale pourraient aussi jouer un rôle important dans le redressement de la colonne vertébrale. Cette approche de modélisation se veut également un banc d'essais pour le design de futures orthèses. Ainsi, une fois complètement validé sur plusieurs cas, un tel modèle permettrait de prédire l'effet d'un corset avant sa fabrication.

ABSTRACT

Thoracolumbosacral orthosis is the most common non-surgical treatment in progressive adolescent idiopathic scoliosis. An example of this type of orthosis, the Boston brace, made of a polypropylene rigid shell and of a foam layer and is tightened by two straps in the back of the patient. The biomechanics of orthotic treatments is a relatively new field and is traditionally based on the expertise of clinicians and on a certain empirism. Few studies have measured the forces at the brace-torso interface and few of them discuss about the loads and the transmission mechanisms from the brace to the spine in the treatment of scoliosis. The aim of this project is to develop a new and more realistic approach of modeling scoliosis brace treatment.

A personalized finite element modeling of the patient, developed in collaborative association between École Polytechnique and Ensam-Paris was used to realize the simulation of the treatment of the brace. A faisability study of a new modeling approach to represent the brace-torso interface was performed on a 16 years old patient having progressive idiopathic scoliosis with Cobb angles of 40.4° and 29.8° respectively for thoracic and lumbar curves. A matrix composed of pressure sensors was inserted under the brace and positionned on the patient to obtain pressure measurements and the 3D geometry of the interface between the brace and the trunk of the patient. A tridimensional finite element modeling of the two layers of the brace was then elaborated from this geometry with the help of Ansys 5.7. Shell elements were used to represent the rigid shell of the brace and linear elastic 8-nodes brick elements were used to represent the foam layer of the brace. The soft tissues were represented under the foam layer by 8-nodes linear elastic brick elements. The mechanical properties of the brace and of the soft tissues were chosen from the literature.

To biomechanically model the brace-torso interface, point-surface contact elements were used. The choice of the appropriate element type was done following a simulation study made on two testing benches. This study revealed that the point-surface contact elements give more precise results (2% error) than surface-surface contact elements (15% error) and a smaller converging Temps (2.2 s vs 7.5 s).

The simulation of the brace treatment was performed in three steps. From the geometry of the brace built on the patient, a simulation was performed to obtain the initial shape of the brace in conditions prevalent before its fitting on the patient. The opening of the brace was simulated by imposing displacements on the strap fixations until the patient's trunk was entirely included in the brace. Contact elements were then inserted in the model. The simulation of the closing of the brace was done by tightening the straps around the patient. The simulations were iteratively done, by increments of displacements and deformations, in order to take in account the geometric non-linearities of the system associated with the large displacements and with the variations of the contact status of the system. The brace closed by more than 85% and 46 contact elements were activated during the brace closing.

The deformed geometry of the spine was then compared with the 3D radiographs of the patient (in his brace) with the help of geometric parameters. A comparison of the results of the present model was also done with a simulation using forces calculated from the pressure sensors of the matrix that was placed under the brace. The results of the simulations of the present model are in adequation with the 3D reconstruction parameters of the in brace patient and indicate a progressive correction of the spine that follows the correction principles of a brace. The results are better than those obtained with the forces model, particularly in the coronal plane and in axial rotation. But an under-correction of the rib hump and of the Cobb angle has been observed between the simulation and with the experimental measurements.

The results indicate the faisability of this modeling approach which is considered to be an improvement over previous biomechanical models used for bracing simulations. Also, this new model represents more realistically the load transfer from the brace to the spine than the direct application of forces on the trunk. But these results suggest that other mechanisms than brace pads, such as muscles and intra-abdominal pressure, could play an important role in the correction of the spine. This modeling approach represents a bench test for future designs of orthosis. Once completely validated on more cases, such a model could be used to predict the effect of a brace before fabrication.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE	iv
REMERCIEMENTS	v
RÉSUMÉ	vi
ABSTRACT	ix
TABLE DES MATIÈRES	xii
LISTE DES TABLEAUX	xv
LISTE DES FIGURES	xvi
LISTE DES FIGURES	xvi
LISTE DES ABBRÉVIATIONS	xx
LISTE DES NOTATIONS	xxi
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 : REVUE DES CONNAISSANCES	3
1.1 Anatomie descriptive et fonctionnelle du tronc	3
1.1.1 Colonne vertébrale	4
1.1.2 Cage thoracique.....	7
1.1.3 Bassin	8
1.1.4 Paroi abdominale.....	9
1.2 Déformations scoliotiques.....	10
1.2.1 Aspects descriptifs	10
1.2.2 Méthodes d'évaluation des déformations scoliotiques	12
1.2.2.1 Évaluation Clinique.....	12
1.2.2.2 Approches 3D.....	14
1.2.3 Mécanismes de déformation	16
1.3 Traitement de la scoliose.....	18
1.3.1 Traitements par corsets	19
1.3.2 Traitement chirurgical.....	24

1.4 Évaluation du traitement par corset.....	25
1.5 Approches de modélisation.....	28
1.5.1 Modèles géométriques du tronc.....	29
1.5.2 Modèles biomécaniques du tronc.....	31
1.5.3 Approches de modélisation du corset.....	35
1.5.4 Approches de modélisation de l'abdomen.....	36
1.5.5 Modélisation de l'interface patient-corset.....	36
1.5.5.1 Méthodes d'acquisition et de localisation des efforts.....	36
1.5.5.2 Mesure des tensions dans les courroies du corset.....	38
1.6 Simulations de l'action du corset sur le patient.....	40
1.6.1 Simulations par l'application de forces.....	40
1.6.2 Simulations par l'application de forces.....	41
1.6.3 Simulations par l'application de déplacements.....	44
CHAPITRE 2 : MODÉLISATION DE L'INTERACTION PATIENT-CORSET ET SIMULATION DU TRAITEMENT.....	45
2.1 Objectifs et approche générale de modélisation.....	45
2.2 Modélisation du tronc.....	46
2.3 Modélisation du corset.....	47
2.3.1 Définition de la géométrie du corset.....	47
2.3.2 Modélisation des différentes couches du corset.....	49
2.4 Modélisation des tissus mous.....	52
2.5 Modélisation de l'interaction entre le patient et son corset.....	55
2.5.1 Banc d'essais pour établir le choix des éléments de contact.....	56
2.5.1.1 Type de contact.....	56
2.5.1.2 Propriétés mécaniques des contacts et constantes réelles.....	58
2.5.1.3 Modélisation des bancs d'essais.....	59
2.5.1.4 Choix du type de contact.....	61
2.5.2 Choix de la modélisation de l'interaction patient-corset.....	61
2.6 Modélisation de l'action du corset sur le patient.....	63

2.6.1 Définition des conditions limites	64
2.6.1.1 Conditions limites sur le patient.....	64
2.6.1.2 Conditions limites sur le corset	65
2.6.2 Modélisation.....	66
2.6.2.1 Définition de la géométrie initiale.....	66
2.6.2.2 Ouverture du corset	68
2.6.2.3 Mise en place du corset sur le tronc et serrage des courroies	69
2.6.3 Optimisation de la simulation	70
2.7 Méthodes de validation	73
CHAPITRE 3 : RÉSULTATS ET VALIDATION.....	76
3.1 Résultats associés aux bancs d'essais	76
3.2 Résultats associés aux simulations sur le patient	86
3.2.1 Résultats de la simulation.....	86
3.2.2 Résultats géométriques.....	89
3.2.3 Résultats mécaniques	94
3.2.3.1 Forces de réaction aux conditions limites	94
3.2.3.2 Forces de réaction à l'interface entre le patient et le corset	96
CHAPITRE 4 : DISCUSSION	100
4.1 Analyse des résultats du banc d'essais.....	100
4.2 Analyse des résultats des simulations avec le modèle contact.....	102
4.2.1 Analyse des résultats géométriques	105
4.2.2 Analyse mécanique des résultats.....	107
4.3 Critique de la méthode de modélisation du traitement par corset.....	109
CONCLUSION.....	113
RÉFÉRENCES	117
ANNEXE 1 : RÉSUMÉ DES ÉTUDES PRÉSENTÉES LORS DE LA REVUE DES CONNAISSANCES	125

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1-1: Module de Young des différents éléments du modèle biomécanique de Descrimes et coll. (1995) et Aubin et coll. (1995).	34
Tableau 2-1: Propriétés mécaniques attribuées aux éléments représentant le corset... 51	
Tableau 2-2: Déplacements appliqués sur le patient.	64
Tableau 2-3: Nœuds sur lesquels les degrés de liberté ont été bloqués sur le corset... 65	
Tableau 2-4: Tableau résumé des différentes options de solution utilisées.	73
Tableau 3-1: Résultats théoriques des deux bancs d'essais.	77
Tableau 3-2: Influence de la localisation du point de contact sur les résultats.	85
Tableau 3-3: Influence de la forme des éléments sur les résultats	85
Tableau 3-4: Résultats généraux de la simulation à différents pas de temps.	88
Tableau 3-5: Résultats de fermeture du corset.	89
Tableau 3-6: Comparaison des angles de Cobb et des angles de cyphoses et lordoses obtenus pour les mesures de reconstructions 3D et pour les modèles de simulation (pour les courbures sagittales, (+) = dirigé vers l'avant).....	92
Tableau 3-7: Comparaison des indices géométriques obtenus pour les mesures de reconstructions 3D et pour les modèles de simulation.....	93
Tableau 3-8: Forces de réaction aux conditions limites en T1 pour le modèle contact.	94
Tableau 3-9: Forces de réaction aux conditions limites du bassin pour le modèle contact.	94
Tableau 3-10: Forces et lieux d'application pour les modèles contact et forces.	99

LISTE DES FIGURES

Figure 1-1: Tronc humain (Clemente, 1987).	4
Figure 1-2: Vues antéro-postérieure, postéro-antérieure et latérale de la colonne vertébrale (Clemente, 1987).	5
Figure 1-3: Vues latérale, vue apicale et apicale oblique d'une vertèbre thoracique typique (adaptée de Chevrel, 1994).	6
Figure 1-4: Disque intervertébral (adapté de Chevrel, 1994).	7
Figure 1-5: Vue de dessus d'une côte et de la jonction avec une vertèbre.	8
Figure 1-6: Représentation de la cavité abdominale (Clemente, 1987) et des muscles de l'abdomen (Lacôte, 1996).	9
Figure 1-7: Vue P-A du rachis d'un patient sain et d'un patient scoliotique.	11
Figure 1-8: Présentation des différentes courbures scoliotiques (Keim, 1976).	11
Figure 1-9: Mesure de l'angle de Cobb tirée de Keim, 1976.	13
Figure 1-10: Mesure du déjettement (Keim, 1976).	13
Figure 1-11: Reconstruction 3D du patient à partir de radiographies multi-vues.	15
Figure 1-12: A) Mesure géométrique de l'angle de Cobb; B) Illustration du plan de déformation maximale tirée de Aubin et coll. (1995).	15
Figure 1-13: Mesure géométrique de la rotation axiale tirée de Aubin et coll. (1995). ..	16
Figure 1-14: Déformations de la colonne vertébrale et de la cage thoracique chez un patient scoliotique (adaptée de Keim, 1976).	17
Figure 1-15: Biomécanique des rotations axiales chez un sujet sain et chez un sujet scoliotique (White et Panjabi, 1978).	18
Figure 1-16: Représentation du corset de Milwaukee et des forces de correction et de traction exercées par le corset (White et Panjabi, 1978).	21
Figure 1-17: Différents modules du corset de Boston sans sangles (Wenger et Rang, 1993).	22
Figure 1-18: Corset de Boston personnalisé.	23

Figure 1-19: Traitement chirurgical d'une scoliose	25
Figure 1-20: A) Acquisition radio; B) clichés obtenus; C) modèle géométrique 3D résultant	31
Figure 1-21- A) Représentation du modèle géométrique et B) du modèle par ÉF développé par Aubin et coll. (1995) et Descrimes et coll. (1995).	34
Figure 1-22: A) Matrice de capteurs de pression; B) reconstruction des fils de la matrice; C) modélisation surfacique du corset.....	35
Figure 1-23: A) Identification des zones de pression; B) Maillage des différentes zones de pression; C) Représentation 3D géométrique des pressions.	37
Figure 1-24: a- Représentation géométrique des pressions exercées par le corset sur le patient; b- Représentation du modèle par ÉF du patient et des forces appliquées.....	42
Figure 2-1: Étapes de modélisation et de simulation du traitement.	45
Figure 2-2: Système de coordonnées globales (Aubin et coll, 1995)	47
Figure 2-3: Modèle surfacique et nœuds du modèle par éléments finis du corset.....	48
Figure 2-4: Élément coque de type Shell 63 (Ansys reference).....	50
Figure 2-5: Élément solide 45 (Ansys Reference).	50
Figure 2-6: Nœuds et maillage final du corset.	52
Figure 2-7: Méthode de projection pour le calcul des nœuds des autres surfaces.	52
Figure 2-8: Maillage de la couche de tissus mous.	54
Figure 2-9: Modélisation par ÉF des couches du corset et des tissus mous.	54
Figure 2-10: Modèle du patient et du corset.	55
Figure 2-11: Changement de statut et de raideur d'un contact.	56
Figure 2-12: Élément de contact point-surface 49 tiré de la librairie d'Ansys.	57
Figure 2-13: Élément de contact surface-surface 173 tiré de la librairie d'Ansys.....	57
Figure 2-14: Illustration du concept de la rigidité de contact (Structural non-linearities, Ansys)	59
Figure 2-15: Banc d'essais effectué sur le contact 49.....	60
Figure 2-16: Banc d'essais effectué sur le contact 173.....	60

Figure 2-17: représentation du modèle d'interaction entre le patient et le corset.	62
Figure 2-18: Méthode de création des éléments de contact entre le corset et le tronc :	
A) Création des droites axiales; B) Définition des éléments cibles et des	
éléments de contact; C) Définition des 9 éléments de contact sous-	
jacents.....	63
Figure 2-19: A) Degrés de liberté fixés sur le patient et B) sur le corset.....	65
Figure 2-20: Mesures prises sur le corset au repos (A) et sur le modèle par ÉF (B) en	
position finale.....	66
Figure 2-21: Chargement appliqué sur le corset en vue d'obtenir la géométrie initiale.	
.....	67
Figure 2-22: Géométrie initiale du corset.	68
Figure 2-23: Ouverture du corset.	69
Figure 2-24: Méthode itérative de Newton-Raphson.....	71
Figure 2-25: Simulations à l'extérieur et à l'intérieur du rayon de convergence.....	72
Figure 2-26: Méthodes d'optimisation de la convergence du système.....	72
Figure 2-27: Modèles comparés lors de l'évaluation.....	75
Figure 3-1: Influence de la rigidité K_n sur la précision des résultats pour l'élément	
contact 49.	77
Figure 3-2: Influence de K_n sur la pénétration pour les 2 types de contact.....	78
Figure 3-3: Influence de K_n sur le temps de convergence.....	80
Figure 3-4: Influence du maillage sur le déplacement du contact.	81
Figure 3-5: Influence du maillage sur la pénétration.	82
Figure 3-6: Influence du maillage sur le temps de convergence t (s).	83
Figure 3-7: Comparaison des résultats obtenus pour différents types de déplacement.	
.....	84
Figure 3-8: Simulation du serrage des courroies dans le traitement par corset.....	87
Figure 3-9: Concept de résolution de la simulation de la fermeture du corset.....	89
Figure 3-10: Contraintes dans la colonne vertébrale et le bassin à différentes étapes de	
la simulation.	90

Figure 3-11: Courbes spinales et rotation axiale lors des simulations.	91
Figure 3-12: Déplacement selon Z de la vertèbre T1 selon le pas de chargement.....	95
Figure 3-13: Comparaison des déplacements selon Z de la vertèbre T1 au dernier pas de chargement du modèle contact vs modèle (F equiv).	96
Figure 3-14: Évolution du nombre de contacts activés (vue oblique) à l'interface patient-corset.	97
Figure 3-15: Zones de pression élevées (contacts).	99
Figure 3-16: Représentation de la matrice de pression en 2D	99

LISTE DES ABBRÉVIATIONS

AC	Avec corset
AP	Antéro-postérieur
CV	Costo-vertébral
CT	Costo-transverse
DLT	Algorithme de transformation linéaire directe adapté pour la colonne vertébrale et le thorax (Labelle et coll., 1996)
ÉF	Éléments finis
LIS3D	Laboratoire de scoliose 3D de l'hôpital Ste-Justine
PA	Postéro-Antérieur
SC	Sans corset
TD	Thoracique droit
TG	Thoracique gauche

LISTE DES NOTATIONS

E	Rigidité
F_R	Force de réaction
Y_1	Flèche maximale
μ	Coefficient de Poisson
$^{\circ}$	Degrés
mm	Millimètres
MPa	Méga Pascal
t	Temps
s	Secondes

INTRODUCTION

L'orthèse thoracolombaire sacrée est le type le plus commun de traitement non chirurgical utilisé dans le traitement de la scoliose idiopathique. Le corset de Boston est une orthèse composée d'une coque de polypropylène et d'une couche de mousse entourant le patient et il est serré par deux courroies situées dans le dos du patient. Par une combinaison de points de pression appliqués sur le tronc, il tente de modifier mécaniquement la morphologie de la colonne scoliotique et de contrôler la progression des courbures scoliotiques. Ce traitement comporte toutefois de lourdes répercussions physiques et psychologiques (MacLean et coll., 1989; Labelle et coll., 1990; Guillon et coll., 1999) et génère des coûts importants pour la société. Il est donc primordial que ce traitement soit le plus efficace possible.

La façon dont ces efforts sont transférés au rachis est plus ou moins bien maîtrisée. Puisque le rachis n'est pas directement accessible, les différents modes d'action mécanique des orthèses se résument à l'application sur le tronc de différents moments ou forces (Ogilvie, 1994). En fait, la biomécanique des traitements orthotiques est un domaine relativement peu exploré et traditionnellement basé sur l'expertise des cliniciens et sur un certain empirisme. Peu d'études ont évalué la mesure des pressions ou des forces à l'interface orthèse-tronc et très peu d'entre elles ne traitent actuellement du concept de la mise en charge du tronc et des modes de transmission des efforts au rachis par le corset dans le traitement de la scoliose.

Certaines études ont permis de simuler l'effet immédiat du corset sur le redressement de la colonne vertébrale. Lors de ces simulations, les forces exercées par le corset sur le tronc étaient mesurées et appliquées directement sur le modèle par éléments finis du patient (Andriacchi et coll., 1976; Aubin et coll., 1993, Périé et coll., 2003). Toutefois, ces modèles sont limités par l'importante déformation créée par les forces

appliquées sur les côtes et par l'effet relativement peu élevé des forces appliquées sur la réduction de la courbure scoliotique. Ces études suggèrent que le transfert des charges du corset vers la colonne n'est pas adéquatement représenté et il apparaît manifestement que la représentation du traitement par corset en tant que générateur de pressions ou de forces n'est pas complète.

Le but de ce projet est de développer une nouvelle méthode plus réaliste de modélisation de mise en charge du tronc afin de représenter la correction et l'effet du traitement par corset. Pour modéliser biomécaniquement l'interaction entre le corset et le tronc, des objectifs spécifiques ont été établis. Le premier consiste à créer une modélisation tridimensionnelle par éléments finis du corset de Boston; le second vise la modélisation des tissus mous de la peau à l'aide d'éléments appropriés. Le troisième objectif consiste à modéliser l'interface entre le patient et le corset à l'aide d'éléments de contact. Enfin, le dernier objectif vise à simuler l'action du corset et l'évaluer avec des données expérimentales disponibles.

Le mémoire de maîtrise est organisé en quatre chapitres. Le premier chapitre présente une revue des connaissances portant sur l'anatomie descriptive du tronc, sur les déformations scoliotiques, le traitement de la scoliose et sur l'évaluation du traitement par corset. Cette revue traite également des différentes approches de modélisation du tronc, du corset et de l'interface patient-corset et présente les approches de simulation de l'action du corset sur le patient. La méthodologie utilisée pour modéliser l'interaction patient-corset et pour simuler le traitement est par la suite présentée au chapitre 2. Le troisième chapitre synthétise les résultats des simulations du traitement par corset. Le dernier chapitre discute de la validité des résultats obtenus, de la méthodologie utilisée ainsi que des limites du modèle. La conclusion, présentée à la dernière section, met l'accent sur les contributions du mémoire, identifie de nouvelles voies de recherche et suggère certaines recommandations.

CHAPITRE 1 : REVUE DES CONNAISSANCES

La présente section présente une revue générale des connaissances et de la littérature existantes dans le domaine de la scoliose afin de permettre le développement d'une approche appropriée de simulation de l'interaction entre le patient et le corset dans le traitement de la scoliose.

La première partie de ce chapitre introduit certaines notions d'anatomie descriptive et fonctionnelle du tronc qui seront nécessaires lors de la modélisation et de l'analyse des résultats. La section suivante présente les différents types de scoliose ainsi que les principaux mécanismes de déformation de la colonne. Les différentes méthodes de traitement et d'évaluation de la scoliose existantes sont par la suite présentées et discutées. Les deux dernières sections de ce chapitre traitent des différentes approches de modélisation et de simulation du tronc, du corset, de l'abdomen et de l'action du corset sur le patient. Les Tableaux A-1 à A-4 présentés en annexe résument, par catégorie, les différentes études portant sur l'évaluation du traitement par corset ainsi que les différentes approches de modélisation du tronc, du corset, de l'abdomen, ainsi que de l'interface entre le patient et son corset.

1.1 ANATOMIE DESCRIPTIVE ET FONCTIONNELLE DU TRONC

Le tronc humain squelettique est composé de la colonne vertébrale et de la cage thoracique. Cette structure osseuse et cartilagineuse (Figure 1-1) abrite les organes vitaux tels que les poumons et le coeur ainsi que la cavité abdominale et le diaphragme. Elle a pour but de protéger les organes internes et de soutenir les membres supérieurs.

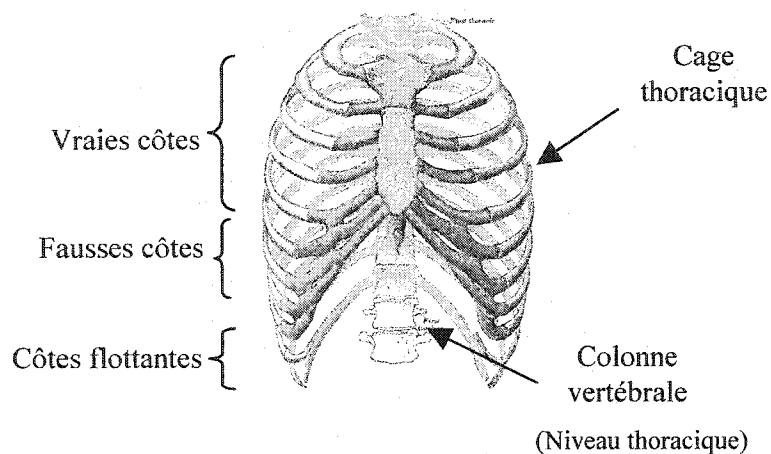


Figure 1-1: Tronc humain (Clemente,1987).

1.1.1 COLONNE VERTÉBRALE

La colonne vertébrale est une structure multi-articulée composée de disques, de ligaments et d'os qui s'étend jusqu'au niveau pelvien. Elle entoure et protège la moelle épinière, supporte le thorax et permet des mouvements de grande amplitude. La colonne est constituée par des pièces élémentaires, les vertèbres, connectées entre elles par des articulations vertébrales. Elle comporte entre 33 à 35 vertèbres réparties en cinq régions distinctes illustrées à la Figure 1-2. La région cervicale débute au bas du crâne et comporte 7 vertèbres cervicales. La région dorsale est composée de 12 vertèbres thoraciques alors que la région lombaire comporte 5 vertèbres lombaires. Les deux dernières régions forment le sacrum et le coccyx et sont chacune composées de 5 vertèbres sacrées soudées. La colonne vertébrale est normalement rectiligne dans le plan frontal et est constituée de quatre courbures dans le plan sagittal (Figure 1-2).

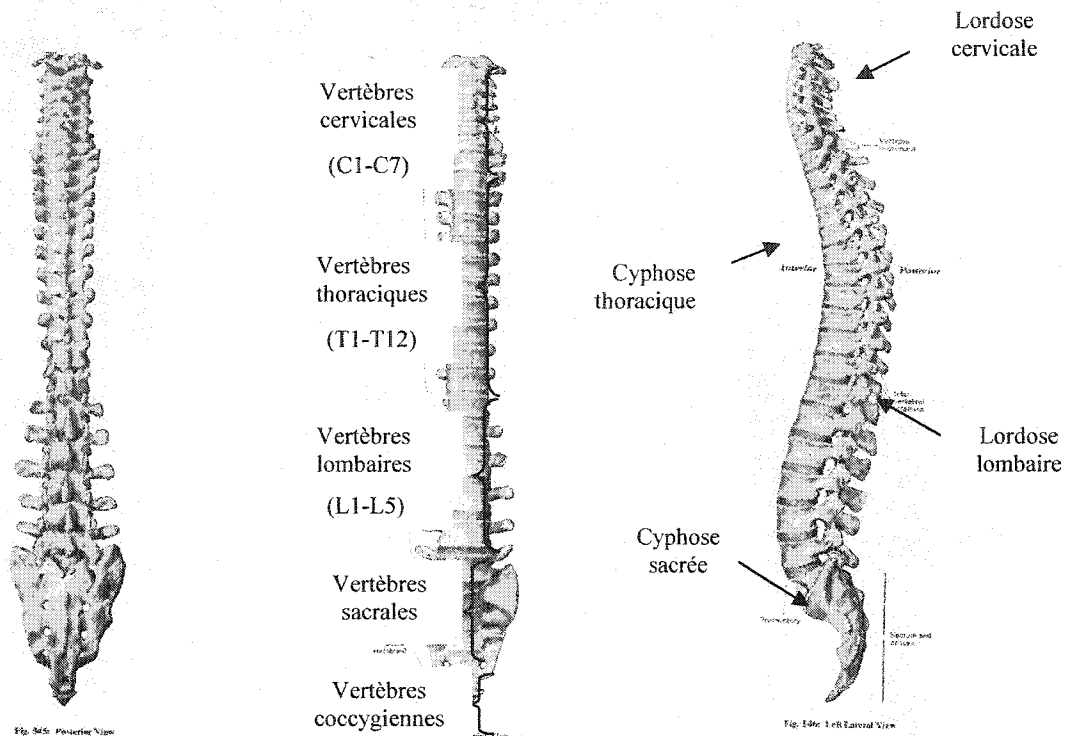


Figure 1-2: Vues antéro-postérieure, postéro-antérieure et latérale de la colonne vertébrale (Clemente, 1987).

Chaque vertèbre est composée de plusieurs éléments (Figure 1-3). Le corps vertébral forme la partie antérieure de la vertèbre alors que l'arc vertébral, qui entoure le canal vertébral, forme la partie dorsale. Le corps vertébral, constitué d'os spongieux, sert principalement à soutenir le poids des structures supérieures. Les sommets de ce cylindre forment les plateaux vertébraux.

La partie postérieure de la vertèbre est constituée de plusieurs protubérances osseuses. Les pédicules vertébraux relient les facettes et les apophyses au corps vertébral et protègent les nerfs et la moelle épinière. L'apophyse épineuse est orientée postérieurement alors que les apophyses transverses sont orientées

latéralement et servent de points d'attache à de nombreux muscles et ligaments, tout comme l'apophyse épineuse.

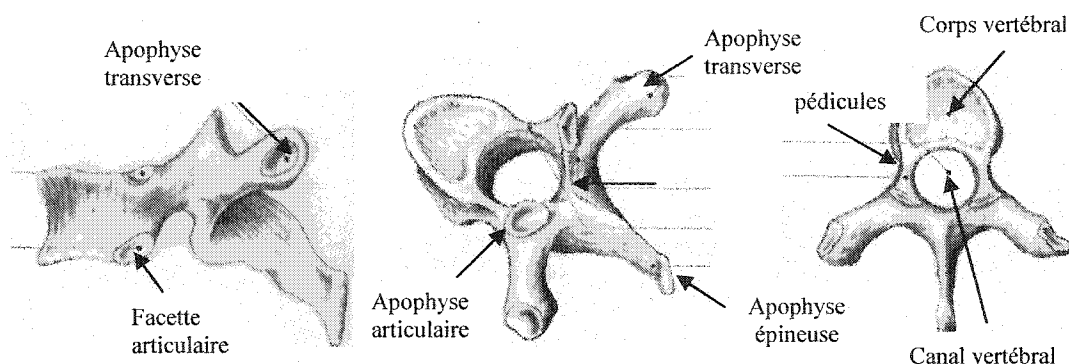


Figure 1-3: Vues latérale, vue apicale et apicale oblique d'une vertèbre thoracique typique (adaptée de Chevrel, 1994).

Les apophyses articulaires sont des protubérances osseuses qui sont composées de facettes glissant les unes sur les autres. Leur rôle est de permettre aux vertèbres adjacentes de s'articuler entre elles, de limiter le mouvement entre les vertèbres et de protéger le disque intervertébral contre les rotations axiales trop importantes. Les apophyses articulaires costo-vertébrales et costo-transverses servent de points d'attache aux côtes. Le canal médullaire, appelé aussi canal vertébral, se trouve au centre de la vertèbre et permet le passage de la moelle épinière.

Le disque intervertébral occupe l'espace compris entre les plateaux de deux corps vertébraux voisins (Figure 1-4). Il est composé d'un noyau central entouré d'anneaux concentriques. Elles constituent des freins articulaires pour maintenir les mouvements de la colonnes dans leurs limites physiologiques.

Les vertèbres sont entourées de ligaments se prolongeant le long de la colonne sur les faces antérieure et postérieure du corps vertébral et de plus petits ligaments, que

l'on retrouve entre chaque paire de vertèbres. Ces ligaments relient les vertèbres adjacentes entre elles et limitent leur amplitude de mouvement.

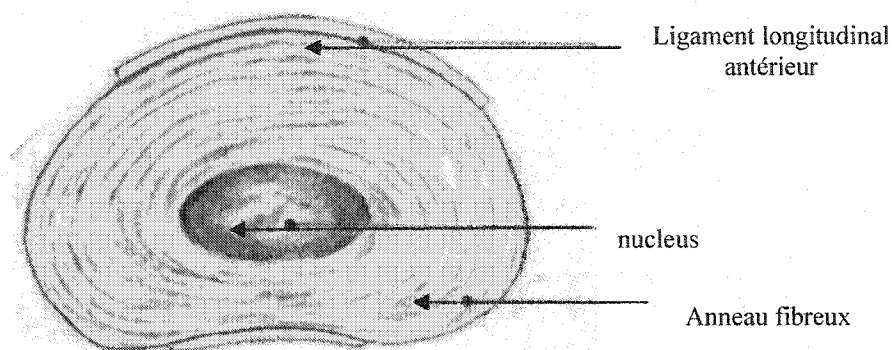


Figure 1-4: Disque intervertébral (adapté de Chevrel, 1994).

Plusieurs groupes de muscles et de nerfs sont aussi reliés au rachis. Les principales fonctions des muscles sont le support de la colonne, le contrôle de la posture ainsi que le contrôle des mouvements du rachis.

1.1.2 CAGE THORACIQUE

La cage thoracique est l'enveloppe ostéo-cartilagineuse des organes internes. Elle est constituée postérieurement par la colonne thoracique, antérieurement par le sternum et latéralement par les douze arcs costaux. Le sternum est un os long, plat et symétrique qui occupe la partie antérieure du thorax. Il est relié, par le biais du cartilage costal, aux 7 premières paires de côtes. Lorsque les côtes s'élèvent au moment de la respiration, le sternum est projeté vers le haut et vers l'avant (Figure 1-1).

Les côtes se classent en trois catégories. Les 7 premières paires de côtes constituent les vraies côtes et s'articulent avec le sternum par l'intermédiaire des cartilages costaux. Les trois paires suivantes forment les fausses côtes et ne s'articulent avec le

sternum que par l'intermédiaire du septième cartilage. Les deux dernières paires de côtes prennent le nom de côtes flottantes puisque leur extrémité libre n'a aucun contact avec le sternum.

Les côtes, des os plats en forme d'arcs à concavité médiale, limitent latéralement le thorax. Elles sont composées de plusieurs éléments: la tête costale, le col costal ainsi que la tubérosité (Figure 1-5). Le col costal se situe entre la tête costale et la tubérosité. La tubérosité est une protubérance qui sert de facette articulaire. On retrouve, entre chacune des côtes, plusieurs nerfs et vaisseaux sanguins ainsi que de minces muscles attachés aux côtes qui aident à la respiration.

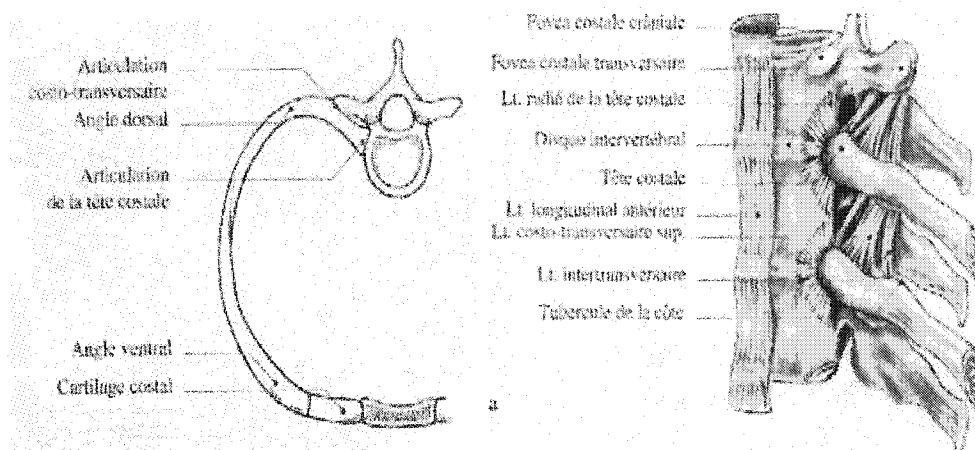


Figure 1-5: Vue de dessus d'une côte et de la jonction avec une vertèbre.

1.1.3 BASSIN

Étroitement unis l'un à l'autre, le sacrum et le coccyx sont à la base de la colonne lombaire et représentent la partie postérieure de la ceinture pelvienne. Ils forment ensemble une entité anatomique. Le sacrum est un os épais, volumineux et résulte de la soudure de cinq vertèbres sacrales. Le coccyx est un os médian, pair et symétrique,

formé par la réunion de 4 ou 5 vertèbres coccygiennes. Les ligaments sacro-iliaques et sacro-coccygiens relient le sacrum ainsi que le coccyx pour former le bassin.

1.1.4 PAROI ABDOMINALE

La cavité abdominale comporte de nombreux organes, recouverts de différentes couches de muscles. Parmi ceux-ci, on retrouve:

- Le grand droit de l'abdomen;
- Les grands obliques intérieurs et extérieurs;
- Les petits obliques intérieurs et extérieurs;
- Le transverse de l'abdomen.

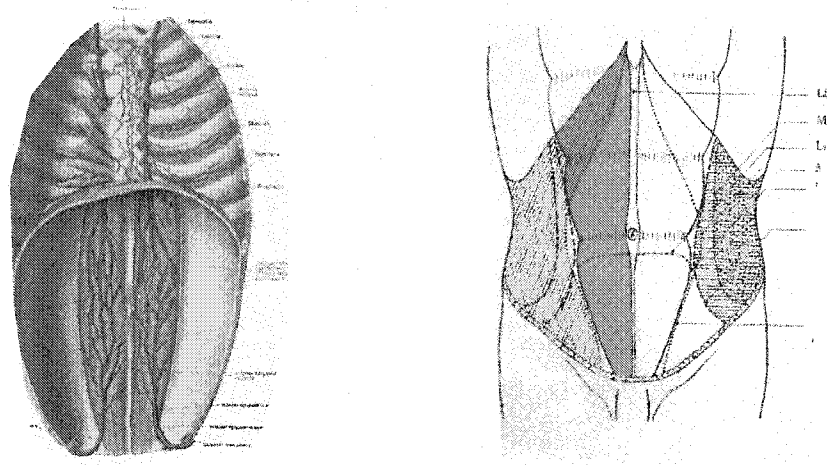


Figure 1-6: Représentation de la cavité abdominale (Clemente, 1987) et des muscles de l'abdomen (Lacôte, 1996).

Les muscles antérieurs jouent un rôle important dans le mécanisme de respiration. Le transverse de l'abdomen intervient se contracte lors d'efforts importants. Les muscles abdominaux jouent ainsi un grand rôle lors de levées de charges importantes puisqu'ils permettent de stabiliser la colonne et de la décharger (Daggfeldt et coll., 1997).

1.2 DÉFORMATIONS SCOLIOTIQUES

Cette section est divisée en deux parties. La première traite des types de scoliose, de courbures scoliotiques ainsi que de la biomécanique des rotations de la scoliose. La seconde section traite des méthodes d'évaluation et de dépistage de la scoliose ainsi que des différents indices utilisés lors de son évaluation.

1.2.1 ASPECTS DESCRIPTIFS

La scoliose est une maladie dont l'origine semble remonter au temps de l'Antiquité puisqu'Hippocrate avait déjà observé, à cette époque, la différence entre les courbures d'un individu sain et d'un patient atteint de scoliose. De nos jours, la scoliose est une maladie qui touche 5 personnes sur 1000 (Pope et coll., 1984); elle apparaît majoritairement chez les jeunes adolescentes âgées entre 10 et 15 ans, lors de la poussée de croissance. Le ratio de filles atteintes comparativement aux garçons peut atteindre parfois 8:1 dans le cas de courbures élevées (plus de 30 degrés d'angle de Cobb).

La colonne vertébrale d'un patient scoliotique est déformée tridimensionnellement. Les vertèbres sont déformées et causent, en poussant sur les côtes, une déformation de la cage thoracique (Stokes, 1994). La colonne prend, vue de dos (P-A), la forme d'un S dans le cas d'une double courbure, et d'un long C dans le cas d'une courbure simple. La Figure 1-7 illustre le cas d'un individu sain, comparativement à celui d'un patient atteint de scoliose, dont l'équilibre rachidien a été modifié.

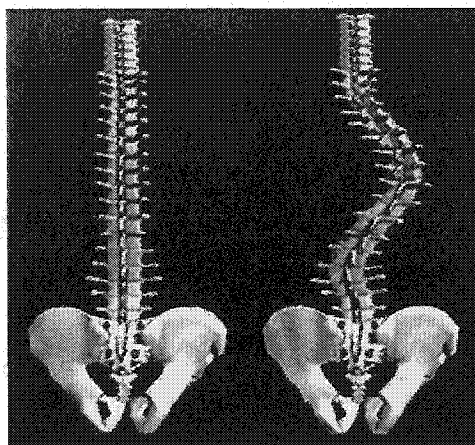
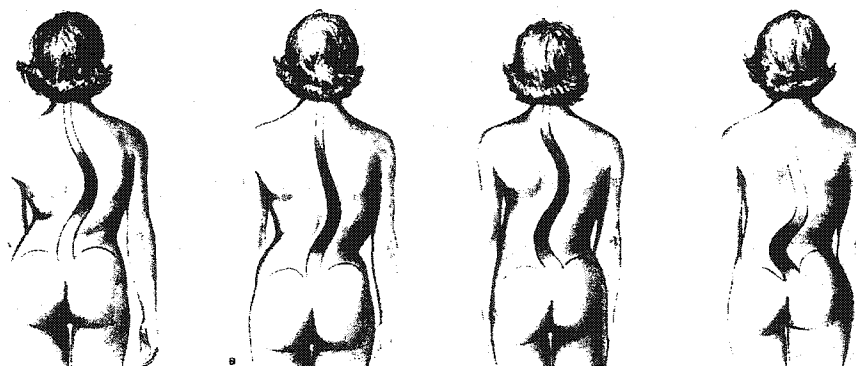


Figure 1-7: Vue P-A du rachis d'un patient sain et d'un patient scoliotique.

Les principales scolioses rencontrées sont de natures idiopathique, neurologique ou congénitale (Kleim, 1976). Ce travail traite de la scoliose idiopathique, dont l'origine est inconnue et qui touche 80% des patients scoliotiques. Les courbures scoliotiques au niveau du rachis peuvent être catégorisées selon leur apparence et leur niveau anatomique (Figure 1-8). On retrouve des courbures de nature thoracique droite ou gauche ainsi que des courbures de type thoraco-lombaire droite ou thoracique droite-lombaire gauche.



A- Thoracique droite B- thoraco-lombaire droite C- thoracique gauche-lombaire droite D- lombaire gauche

Figure 1-8: Présentation des différentes courbures scoliotiques (Keim, 1976).

Plusieurs études montrent que les courbures scoliotiques sont plus présentes du côté droit que du côté gauche et que les courbes thoraciques sont majoritaires par rapport aux courbes thoracico-lombaires ou lombaires, respectivement (Wynarski et coll, 1991).

1.2.2 MÉTHODES D'ÉVALUATION DES DÉFORMATIONS SCOLIOTIQUES

Il existe plusieurs méthodes d'évaluation de la scoliose, dépendamment du degré de sévérité de la courbure, du type de scoliose et de l'âge du patient. Ces méthodes peuvent se diviser en deux catégories : les approches 2D utilisées en clinique et les approches d'évaluation basées sur des techniques de reconstruction 3D.

1.2.2.1 ÉVALUATION CLINIQUE

Au préalable, le dépistage de la scoliose s'effectue généralement en décelant la présence d'une protubérance au niveau dorsal et du débalancement des épaules et des hanches par rapport au sol. Plusieurs tests peuvent être conduits pour déterminer le type de scoliose ainsi que divers indices: un historique familial afin de vérifier que l'origine des déformations n'est pas congénitale; l'âge chronologique du patient, l'indice de croissance Risser ainsi que la maturité sexuelle du patient afin de fournir un indice quant à la possibilité de progression des courbures non physiologiques. D'autres indices cliniques permettent de mesurer le degré de sévérité de la scoliose : l'angle de Cobb, la rotation axiale, le déjettement et la cunéiformisation.

La mesure la plus couramment utilisée pour mesurer le degré de sévérité de la courbure scoliotique est l'angle de Cobb. Des radiographies postéro-antérieures ou antéro-postérieure du patient sont prises et l'angle de Cobb est calculé à partir de l'angle formé entre la projection des plateaux vertébraux aux points d'inflexion de chacune des courbures (Figure 1-9). La gibbosité est la mesure du degré de

déformation de la cage thoracique. Cette mesure est prise en clinique à l'aide d'un scoliomètre lorsque le patient effectue une inclinaison vers l'avant.

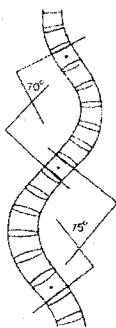


Figure 1-9: Mesure de l'angle de Cobb tirée de Keim, 1976.

La mesure de la rotation est basée sur la position des diverses structures anatomiques sur les radiographies. Le torsiomètre a été développé par Perdriolle et Vidal (1985) pour obtenir une mesure quantitative de la rotation axiale. Le déjettement est une mesure de la déviation latérale de la vertèbre thoracique T1 par rapport à la position du sacrum. Un fil de plomb peut être utilisé pour effectuer cette mesure (Figure 1-10).



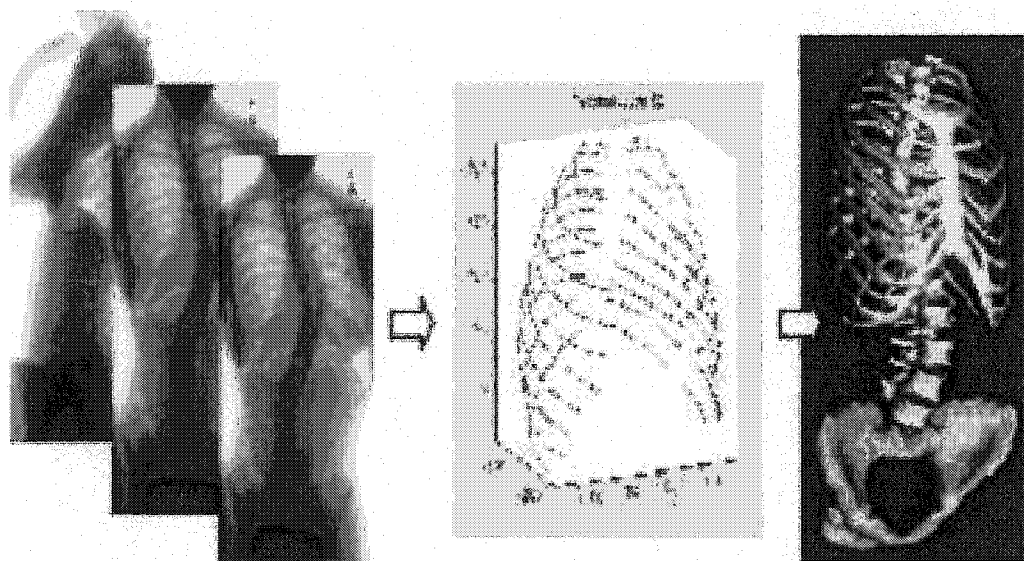
Figure 1-10: Mesure du déjettement (Keim, 1976).

Ces indices permettent d'évaluer et de classer les déformations scoliotiques selon leur degré de courbure (majeure et mineure) et de décider du traitement approprié.

1.2.2.2 APPROCHES 3D

Les indices d'évaluation de la scoliose présentés dans la section précédente permettent une évaluation clinique des mécanismes de correction de la scoliose. Toutefois, de plus en plus de modèles tri-dimensionnels sont conçus dans le but d'obtenir une meilleure évaluation de ces indices. Parmi ces modèles, on retrouve le modèle développé par Aubin et coll. (1995) à partir de radiographies, qui sera discuté à la section 1.5.1.

Des indices cliniques et géométriques sont calculés sur ce modèle géométrique du tronc du patient. Tous les indices sont évalués dans le repère proposé par la 'Scoliosis Research Society' dans lequel l'axe X est dirigé vers l'avant, l'axe Y vers la gauche et l'axe Z vers le haut. Les angles de Cobb thoraciques et lombaires sont calculés dans le plan coronal et sagittal selon la méthode de Labelle et coll. (1996) (Figure 1-12a). Ces angles sont aussi calculés dans les plans de déformation maximal et minimal (Figure 1-12b).



A) Radiographies Lat, PA-0 et PA-20 B) Reconstruction des repères C) Modèle géométrique anatomiques

Figure 1-11: Reconstruction 3D du patient à partir de radiographies multi-vues.

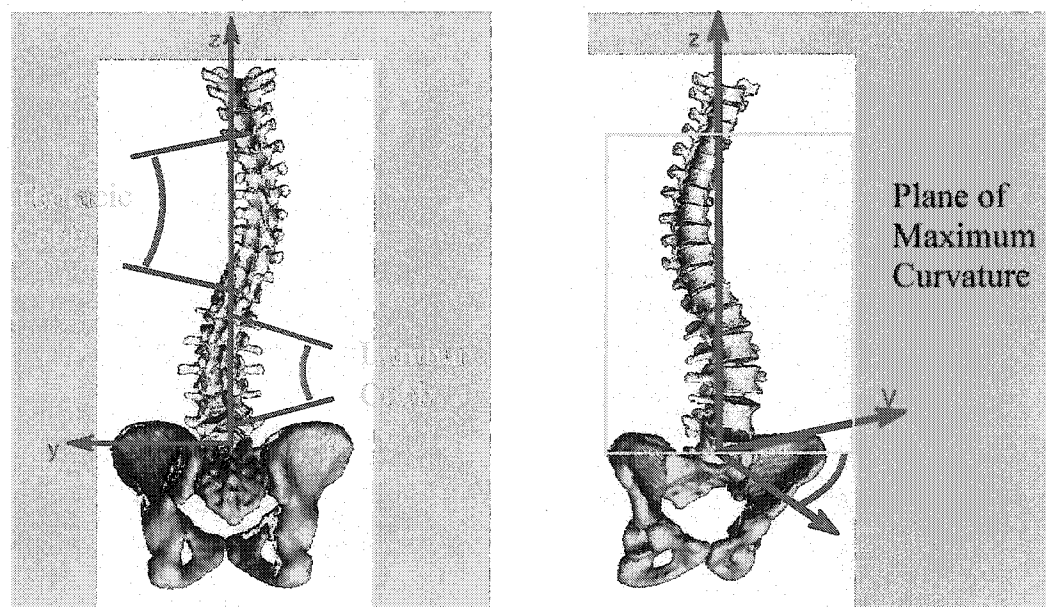


Figure 1-12 : A) Mesure géométrique de l'angle de Cobb; B) Illustration du plan de déformation maximale tirée de Aubin et coll. (1995).

La rotation axiale des vertèbres est calculée à partir de la méthode de Stokes et coll. (1986) (Figure 1-13). Les rotations coronales et sagittales sont représentées par des angles entre la ligne verticale et la projection de la tangente à la courbure rachidienne au niveau de la vertèbre considérée dans les plans coronal et sagittal. Les déjettements vertébraux sont définis comme étant les déplacements de chaque centre de vertèbre relativement au centre de la vertèbre L5 dans les plans coronal et sagittal. Des indices relatifs à la cage thoracique ont aussi été définis.

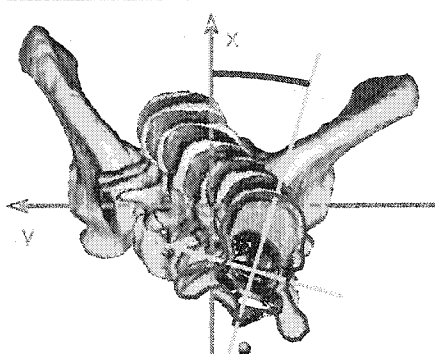


Figure 1-13: Mesure géométrique de la rotation axiale tirée de Aubin et coll. (1995).

1.2.3 MÉCANISMES DE DÉFORMATION

La déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale entraîne l'apparition de courbures dans le plan frontal ainsi qu'un mouvement de torsion du rachis. Cette déformation implique une déformation de la cage thoracique, une rotation des vertèbres ainsi que l'apparition de gibbosité. Les côtes, sous l'effet de la déviation de la colonne, sont déformées et poussées vers l'arrière du côté convexe de la courbure. Celles se trouvant du côté de la convexité de la courbure ont une orientation plus verticale que chez un sujet sain tandis que les côtes du côté de la concavité tendent à s'orienter horizontalement (White et Panjabi, 1978). La physionomie de la cage thoracique du patient scoliotique est ainsi modifiée, comme l'illustre la Figure 1-14.

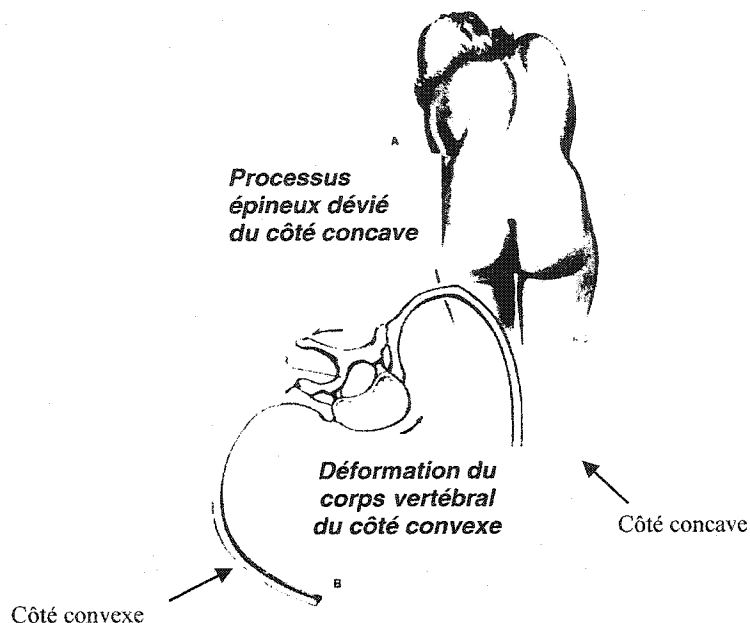


Figure 1-14: Déformations de la colonne vertébrale et de la cage thoracique chez un patient scoliotique (adaptée de Keim, 1976).

Lorsque la progression de la scoliose continue, les vertèbres se déforment. On observe une déformation de l'apophyse épineuse et une compression du canal médullaire du côté concave de la courbure ainsi qu'une déviation du corps vertébral du côté convexe. Ces modifications entraînent une asymétrie des chargements axiaux sur les vertèbres et occasionnent un remodelage osseux du corps vertébral appelé cunéiformisation.

Plusieurs auteurs ont documenté la biomécanique des rotations vertébrales des sujets scoliotiques. Perdriolle (1976), tout comme Keim (1976), décrit la scoliose comme une rotation des vertèbres additionnée d'une torsion mécanique de la colonne, modifiant ainsi l'équilibre du rachis.

Graf (1990) note que cette torsion est différente au niveau thoracique et lombaire. Au niveau thoracique, la colonne se déforme latéralement en subissant une rotation axiale alors qu'au niveau lombaire, la colonne se déforme vers la gauche, puis vers l'arrière, selon une rotation axiale opposée à celle du niveau thoracique. Enfin, White et Panjabi (1978) expliquent qu'un sujet sain qui, à l'aide d'une inflexion latérale du côté gauche, crée volontairement une courbure de la colonne dans le plan frontal, fait tourner la partie antérieure de ses vertèbres vers la gauche tandis que pour un patient scoliotique ayant une courbure TD, la partie antérieure des vertèbres sera tournée vers la droite, tel qu'illustré à la Figure 1-15.

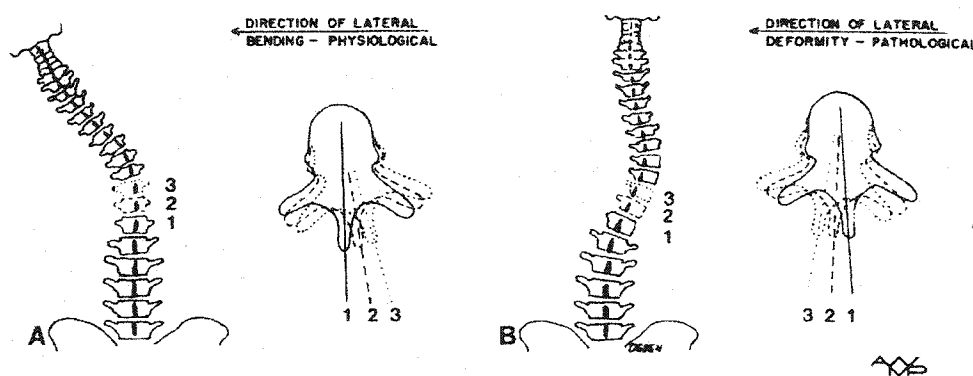


Figure 1-15: Biomécanique des rotations axiales chez un sujet sain et chez un sujet scoliotique (White et Panjabi, 1978).

1.3 TRAITEMENT DE LA SCOLIOSE

La scoliose idiopathique est idéalement détectée chez l'adolescent au début de la croissance et traitée, selon le niveau de gravité des déformations. Une courbure modérée ou sévère n'étant pas traitée au début de la période de croissance peut s'aggraver et engendrer des maux de dos, une posture déficiente, et possiblement des difficultés de respiration. Plusieurs traitements existent afin de corriger la courbure d'un adolescent scoliotique. Les patients présentant une courbure scoliotique

modérée ($<40^\circ$) ont recours à des traitements de type non-chirurgicaux tandis que ceux présentant une courbure scoliotique sévère doivent généralement avoir recours à un type de traitement chirurgical.

1.3.1 TRAITEMENTS PAR CORSETS

Le type de traitement utilisé dépend de la localisation et du degré de sévérité de la courbure. Les patients présentant une courbure de moins de 20 degrés d'angle de Cobb ne requièrent généralement aucun traitement mais doivent être régulièrement suivis afin d'évaluer la progression ou la non-progression de la courbure durant la période de croissance. Des radiographies sont alors prises à plusieurs reprises afin d'évaluer la courbure à l'aide des principaux indices cliniques utilisés.

Le traitement par orthèses est généralement prescrit lorsque la courbure scoliotique présente plus de 20 degrés d'angle de Cobb. Les origines de ce traitement remontent au 16^e siècle avec la fabrication de corsets en acier par les armuriers de l'époque. Le corset est une structure rigide reprenant la forme du tronc du patient, serrée à l'aide de 2 ou 3 courroies, et intégrant des coussinets d'appui pour appliquer des pressions à des endroits stratégiques. L'approche orthotique cherche à corriger les déformations scoliotiques par l'application de forces transverses. Cet effet est provoqué par un ralentissement de la symétrie de croissance du tronc occasionné par la réduction d'une partie des contraintes sur les plateaux vertébraux cartilagineux (Moe et coll., 1987). Trois points d'appui sont choisis.

Deux théories se confrontent quant au fonctionnement du corset afin de prévenir la progression de la scoliose idiopathique : la théorie des forces passives où la progression est prévenue par les forces exercées par le corset sur le patient et la théorie des forces actives qui explique que la progression est arrêtée par la contraction des muscles du patient en réponse au port du corset pour s'éloigner des

points de pression. Afin de vérifier ces théories, Wynarsky et coll. (1989) ont mesuré l'activité myoélectrique de ces muscles avec et sans le port du corset.

La fonction de ces points est le maintien du corset sur le patient et l'application de forces de réaction. Puisque le rachis n'est pas directement accessible, seule l'application de moments ou de forces sur le tronc est possible (White et Panjabi, 1978).

Le port de corsets orthopédiques pour une période pouvant aller de 16 à 23 heures par jour durant les années de croissance est couramment employé. Il a en effet été prouvé que le port du corset à plein temps était beaucoup plus efficace que le port du corset durant seulement quelques heures par jour (Rowe et coll., 1997). Toutefois, le corset ne permet généralement pas de corriger totalement les déformations scoliotiques mais de freiner la progression de la scoliose, sans quoi un recours à la chirurgie serait nécessaire.

La section suivante présente les principaux corsets développés au cours des dernières années dans le but de réduire les déformations scoliotiques ou de freiner la progression de la scoliose.

Le corset de Milwaukee est l'un des premiers corsets modernes. Il a été introduit dans les années 1950 par Blount et Schmidt. Ce corset est fabriqué à partir d'un moule en plâtre. Il est composé d'une enveloppe basée solidement sur le bassin et il recouvre entièrement l'abdomen. Certains appuis latéraux peuvent être ajoutés afin de personnaliser le corset au patient. Deux tiges métalliques au niveau postérieur et une tige antérieure relient le bassin à un arceau placé au niveau cervical (Figure 1-16). Les forces correctrices de ce corset sont la traction ainsi qu'un système de trois points de pression par courbure.

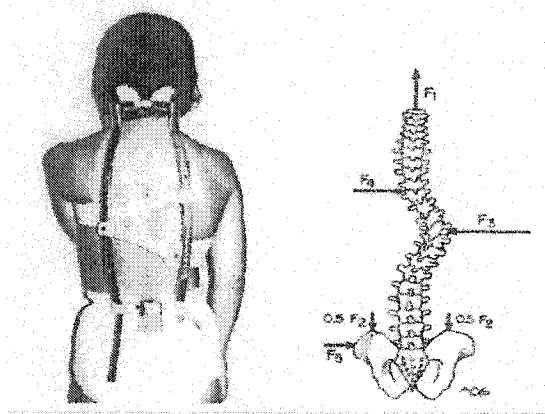


Figure 1-16: Représentation du corset de Milwaukee et des forces de correction et de traction exercées par le corset (White et Panjabi, 1978).

Le corset de Charleston, conçu afin d'être porté durant la nuit, a été introduit en 1989 comme alternative à d'autres types de corsets portés durant la journée. Ce corset a été conçu en se basant sur l'hypothèse que le port à temps partiel d'un corset équivaut au port à temps plein d'un corset de Boston (Price et coll., 1990). Ce corset est fabriqué à partir d'un moule du patient pris en position d'inflexion latérale qui diminue les courbures du rachis.

Le corset de Boston est actuellement l'orthèse la plus utilisée en Amérique du Nord afin de traiter les scolioses de courbures modérées. Ce corset a été introduit en 1971 par John Hall et Bill Miller à l'hôpital pour enfants de Boston afin de prévenir la progression de la scoliose et possiblement, de corriger les déformations scoliotiques. Le corset de Boston est bien documenté et est généralement reconnu par le monde scientifique. Il est composé d'une partie rigide externe de polypropylène fabriquée à partir d'un moule. Cette surface enveloppe une région interne constituée de mousse de polyéthylène. Quatre modules de base symétriques préfabriqués sont disponibles en plus de 30 différentes grandeurs. La symétrie de la surface interne est modifiée par l'introduction de coussinets qui entrent en contact avec certaines parties du tronc.

Ces coussinets sont placés selon le degré de rotation de la colonne et selon les différents apex. Ces coussinets permettent donc, par compression, de réaligner la colonne. D'autres coussinets peuvent être utilisés sur les crêtes illiaques afin de servir d'appui. Chaque patient possède son propre corset personnalisé selon le type de courbure scoliotique (Figure 1-17). Des mesures de la taille, des hanches ainsi que de la poitrine sont effectuées afin de déterminer à l'aide d'une charte le type de corset à utiliser.

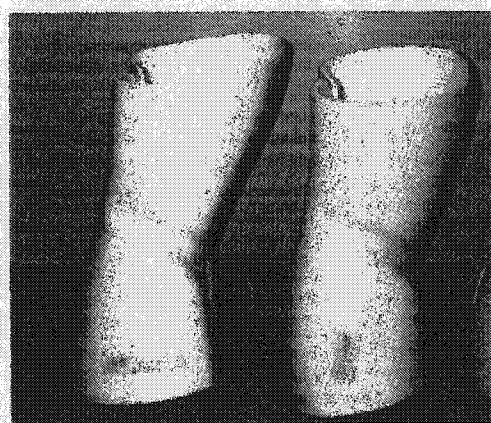
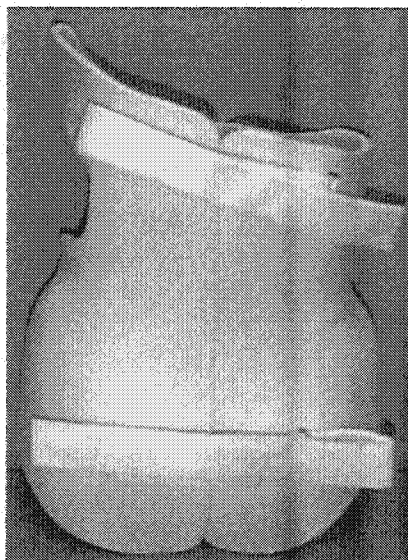


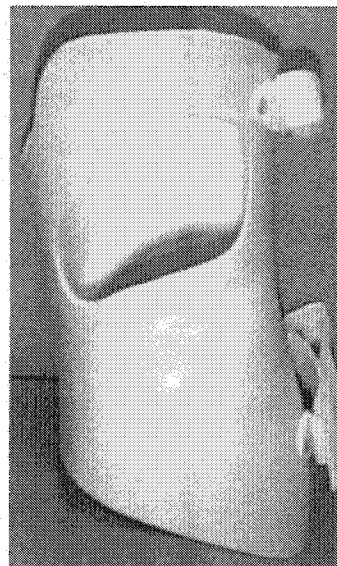
Figure 1-17: Différents modules du corset de Boston sans sangles (Wenger et Rang, 1993).

Afin de déterminer les types de coussinets à utiliser, les points d'application des coussinets ainsi que la forme de l'orthèse et l'ouverture arrière du corset, l'orthésiste effectue une série de mesures à l'aide de radiographies postéro-antérieures: mesure de l'angle de Cobb, de l'apex de chaque courbe et mesure de l'angle de chaque vertèbre par rapport à la ligne verticale centrale. L'orthésiste découpe ensuite des ouvertures opposées aux points de pression afin de créer un vide pour permettre au patient, par des contractions volontaires de ses muscles, de fuir les points de pression

et de créer une force active qui s'ajoute à l'action correctrice passive des coussinets et des appuis pelviens (Figure 1-18).



Vue postéro-antérieure



Vue latérale

Figure 1-18: Corset de Boston personnalisé.

Le concept biomécanique de ce corset est de promouvoir une correction de la colonne en 3 dimensions. Le transfert à la colonne vertébrale des forces produites par le corset est indirect et s'effectue à travers les tissus mous et les os. Au niveau thoracique, les forces sont appliquées sur la cage thoracique et transmises au rachis par les côtes alors qu'au niveau lombaire et abdominal, les forces sont appliquées sur la paroi abdominale. L'appui pelvien maintient le corset sur le patient et tend à redresser le bassin par l'application de forces de réaction. Ainsi, deux des trois points d'appui sont généralement le plus loin possible de l'apex de déformation (cervical et sacré). L'autre point d'appui peut être appliqué à l'apex, au niveau lombaire ou thoracique. Une zone d'application élevée est souhaitable de façon à réduire la pression et les risques de complication cutanées.

Il existe plusieurs autres types d'orthèses permettant de corriger la scoliose idiopathique tels que le corset à effet tridimensionnel, conçu par le docteur Henry Graf, le Cheneau, très populaire en France, le corset Lyonnais, introduit par Pierre Stagnara et fabriqué de plastique et de cuir ainsi que le corset souple dynamique de Biorthex. D'autres types d'orthèses plus souples permettent d'aider au support du tronc des enfants atteints de scoliose neuromusculaire et de leur permettre éventuellement d'adopter une posture adéquate.

La physiothérapie peut être utilisée comme alternative ou comme complément au traitement par orthèse. Ce traitement a pour but de renforcer les muscles, d'améliorer la posture ainsi que la flexibilité du patient dans le but de rendre le port du corset plus confortable ou pour freiner la progression de la scoliose dans le cas de légères déformations.

1.3.2 TRAITEMENT CHIRURGICAL

Le traitement chirurgical de la scoliose est envisagé dans les cas les plus graves. Une courbure scoliotique sévère (angle de Cobb de plus de 50 degrés) dont les risques de progression sont élevés et ne pouvant être corrigée par un corset, ou une courbure pour laquelle le traitement orthopédique n'a pas fonctionné sont les principaux cas traités en chirurgie. Toutefois, le besoin d'améliorer l'apparence physique d'un patient ou d'éliminer l'inconfort causé par une mauvaise posture peuvent aussi être à l'origine d'un traitement chirurgical.

Le traitement chirurgical le plus courant dans le cas de la scoliose consiste à stabiliser la colonne vertébrale à l'aide de tiges, attachées à la colonne à l'aide de crochets et de vis afin de ramener la colonne dans une position acceptable, et de réaliser par la suite une ostéosynthèse (Figure 1-19). Cette dernière opération consiste à greffer de petits fragments d'os cortical spongieux provenant des crêtes

iliaques ou des apophyses épineuses sur la surface postérieure des vertèbres afin de permettre la fusion osseuse de l'ensemble.

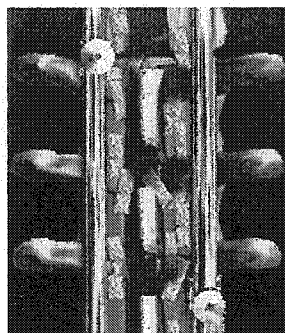


Figure 1-19: Traitement chirurgical d'une scoliose.

Durant les mois suivant l'opération, la portion de la colonne ayant été fusionnée devient rigide afin d'éviter toute nouvelle déformation scoliotique alors que les autres parties restent flexibles afin de permettre au patient d'effectuer la plupart des mouvements.

1.4 ÉVALUATION DU TRAITEMENT PAR CORSET

De nombreuses études ont été effectuées dans le but de comparer les différents types de corset existants et de déterminer le temps de port optimal du corset. La majorité des études discute toutefois de l'efficacité réelle du traitement par corset et des avantages de ce traitement comparativement à d'autres types de traitements de la scoliose.

Plusieurs études menées sur le corset de Milwaukee (Morris et coll., 1977; Moe et Carr, 1980; Blount et Mellencamp, 1977; Andriacchi et coll., 1976; De Giorgi et coll., 1990), indiquent que ce corset offre une bonne correction dans la région lombaire. Ce corset peut toutefois engendrer des problèmes d'ordre psychologique chez les adolescents puisque l'appui mandibulaire est visible.

Une étude menée par Montgomery et coll. (1989) sur 244 adolescents scoliotiques suivis durant deux ans au moins après avoir été traités par corset a permis de démontrer que dans plusieurs cas, le corset de Boston était plus efficace que le corset de Milwaukee. De plus, Katz et coll. (1997) ont démontré que le corset de Boston est plus efficace que le corset de Charleston pour des courbures doubles et thoraciques.

Bien que les études tendent à démontrer que le corset de Boston est actuellement plus efficace que d'autres types de corsets, certaines études démontrent les limites du corset de Boston. Des effets indésirables ont été rapportés tels que des hypocyphoses ou hypolordoses ou de faibles dérotations axiales (Asher et coll., 1987; Labelle et coll., 1996; Shinoto et coll., 1987; Willes et coll., 1998; Aaro et coll., 1981). Pour ce corset, l'existence de mécanismes couplés entre le rachis et le thorax permettent d'expliquer en partie ces effets indésirables (Aubin et coll., 1996).

L'effet à long terme du corset de Boston a été étudié par Willers et coll. (1993) et leurs résultats indiquent que le corset de Boston n'améliore pas les courbures scoliotiques mais prévient, à long terme, la progression de la scoliose. La plupart des études démontrent que le corset de Boston est particulièrement efficace lors du début du traitement puisqu'il réduit les courbures frontales initiales de 30 à 50 % (Cochran et coll., 1985; Emmans et coll., 1986; Lonstein et Winter, 1994; Peltonen et coll., 1988). Toutefois, la correction subit par la suite une perte progressive et la colonne retrouve pratiquement, à la fin de la période de traitement, sa courbure initiale. Le corset étant porté sur une longue période de temps peut causer une grande pression sur l'abdomen et une augmentation de la pression intra-abdominale ainsi qu'une perturbation des viscères.

Finalement, l'étude de Rowe et coll. (1997) a permis de démontrer que le traitement par corset de 23 heures par jour était significativement plus efficace (93%) que les

traitements plus courts (16h: 62%; 8h: 60%). Les études présentées ci-dessus ont démontré l'efficacité du corset de Boston comparativement à d'autres types d'orthèses et ont permis de déterminer le temps optimal de port du corset.

Les études publiées par Emans et coll. (1986) ainsi que l'étude clinique contrôlée de Nachemson et coll. (1995) démontrent que les orthèses jouent un rôle dans la correction de la courbure. La plus large étude menée par les orthopédistes à ce sujet a été effectuée auprès de 286 patientes scoliotiques jusqu'à ce qu'elles atteignent la maturité osseuse (Nachemson et coll., 1995). L'objectif de cette étude était de déterminer si le corset permettait de prévenir l'augmentation de la courbure scoliotique comparativement à d'autres méthodes non chirurgicales (observation et stimulation électrique). Les résultats démontrent l'efficacité du corset puisque 74% des courbures traitées à l'aide du corset n'ont pas progressé de plus de 5 degrés contrairement à 34% lors de la stimulation électrique et 33% lorsqu'aucun traitement n'était donné. L'étude de Rowe et coll. (1997), incluant au total 1910 patients traités par corsets, stimulation électrique ou observation, a aussi démontré l'efficacité des corsets dans 92% des cas analysés. Enfin, l'étude de Schlenzka et coll. (1990) confirme que l'utilisation de stimulation électrique dans le traitement de la scoliose idiopathique ne corrige pas autant la scoliose que le port du corset de Boston.

Toutefois, bien que les orthèses permettent d'améliorer partiellement la déformation ou d'empêcher sa progression dans la majorité des cas (80%), elles ne parviennent que rarement à corriger complètement la déformation de sorte que plusieurs auteurs ont mis en doute leur efficacité (Edgar, 1985; Willers, 1993). Plusieurs études cliniques ont démontré l'efficacité des corsets dans le plan frontal. Toutefois, l'étude menée par Olafsson et coll. (1995) indique que le corset ne réduit pas significativement la rotation axiale et ne produit pas des améliorations de la déformation de la cage thoracique.

Labelle et coll. (1996) ont évalué les changements 3D immédiats de la colonne et de la cage thoracique sur plus de 40 patients. Des radiographies ont été prises dans le plan frontal (0° et 20°) et dans le plan latéral lors du début du traitement ainsi qu'un mois après le début du port du corset et différents indices ont été étudiés. Les résultats démontrent une diminution de l'angle de Cobb. Toutefois, on ne dénote aucune diminution de la rotation axiale et de la gibbosité et on observe une aggravation de l'orientation du plan de déformation maximale vers le plan frontal ainsi qu'un débalancement sagittal dans le plan frontal, ce qui cause le phénomène de dos plat. Cette étude démontre que le corset de Boston corrige certains paramètres mais permet d'identifier certains effets néfastes du port du corset à court terme.

Enfin, le traitement par corset peut aussi comporter de lourdes répercussions physiques et psychologiques (MacLean et coll., 1989; Labelle et coll., 1990; Guillon et coll., 1999) et générer des coûts importants pour la société.

La majorité des études permettent de conclure que les orthèses constituent le meilleur traitement non chirurgical à ce jour connu et que le corset de Boston est la meilleure orthèse utilisée présentement, bien que l'utilisation d'un corset personnalisé serait beaucoup plus approprié. Plusieurs points d'interrogation subsistent quand à la durée du traitement et à son efficacité réelle en trois dimensions.

1.5 APPROCHES DE MODÉLISATION

La complexité des structures anatomiques du tronc telles que le rachis, la cage thoracique, le bassin, les articulations, les tissus mous ainsi que les organes internes a poussé de nombreux auteurs à créer des modèles biomécaniques du tronc. Plusieurs modèles servent d'outil afin d'étudier les efforts engendrés lors de mouvements divers et les déformations scoliotiques ainsi que les différents types de traitements.

Les modèles peuvent être catégorisés: les modèles globaux et les modèles locaux. Dans de nombreux cas, il est souhaitable d'utiliser un modèle plus raffiné des vertèbres et des disques. Afin de limiter la quantité de calculs nécessaires, la région d'intérêt est restreinte à une petite portion de la colonne vertébrale, comme par exemple un segment fonctionnel composé de deux vertèbres, du disque intervertébral et des ligaments vertébraux. Ces structures anatomiques sont finement représentées à l'aide d'un grand nombre d'éléments. Ces modèles locaux ou détaillés sont particulièrement utilisés pour analyser les levées de charge, interaction avec implants, etc... Toutefois, puisque ce mémoire traite des simulations de traitement de la scoliose, les modèles globaux seront présentés dans cette section.

Les modèles globaux permettent une étude globale de certains phénomènes agissant sur la colonne vertébrale. Ils sont utiles pour résoudre des problèmes concernant la colonne dans son ensemble, telles que la prédiction des corrections du tronc suite au port du corset. Pour des économies de calculs, les structures telles les vertèbres et les disques intervertébraux y sont souvent présentées de façon relativement simple.

La prochaine section présente une revue des différents modèles géométriques et biomécaniques existants utilisés pour représenter le tronc humain.

1.5.1 MODÈLES GÉOMÉTRIQUES DU TRONC

Plusieurs techniques ont été utilisées pour représenter géométriquement l'anatomie du tronc du corps humain. Les premières études géométriques de la colonne vertébrale ont été effectuées à partir des radiographies. Des techniques de reconstruction 3D ont été développées, basées sur le système visuel humain. En lui fournissant deux vues à incidences différentes, le cerveau est en mesure de déterminer l'agencement des objets qui se situent dans la scène. Abdel-Aziz et

Karara (1971) ont proposé une méthode de transformation directe (DLT) entre les coordonnées 2D d'un objet mesurées sur clichés photographiques ou radiographiques, et ses coordonnées spatiales nécessitant un calibrage de l'espace. Cette technique de reconstruction 3D a été appliquée à l'étude radiographique de la colonne vertébrale et des courbures scoliotiques dès 1974 par Suh, puis par Brown et coll (1976), Hindmarsh et coll (1980), De Smett (1984), et André et coll (1994) et Dansereau (1986).

Au Laboratoire d'Informatique de la Scoliose 3D de l'hôpital Ste Justine de Montréal, la technique de reconstruction 3D stéréographique (Dansereau et coll., 1990) combinée à des reconstructions 3D par empilement de coupes tomographiques de vertèbres cadavériques (de Guise et coll., 1988) permet d'obtenir une géométrie tridimensionnelle de la colonne vertébrale (Aubin et coll., 1995). L'acquisition se fait à l'aide d'une cage de calibrage contenant 2 plaques d'acrylique dans lesquelles sont insérées des billes d'acier. Un plateau tournant permet de faire pivoter le patient entre les acquisitions coronales et sagittales (Figure 1-20a). Le protocole d'acquisition est constitué de deux à trois radiographies numériques, une postéro-antérieure standard à 0°, une postéro-antérieure inclinée à 20° et une latérale (Figure 1-20b). Les billes d'acier sont numérisées sur les clichés de façon à déterminer les paramètres de reconstruction. Des repères anatomiques sont ensuite numérisés sur les trois clichés, permettant d'obtenir un modèle filaire 3D de la colonne vertébrale et de la cage thoracique (Delorme, 2003).

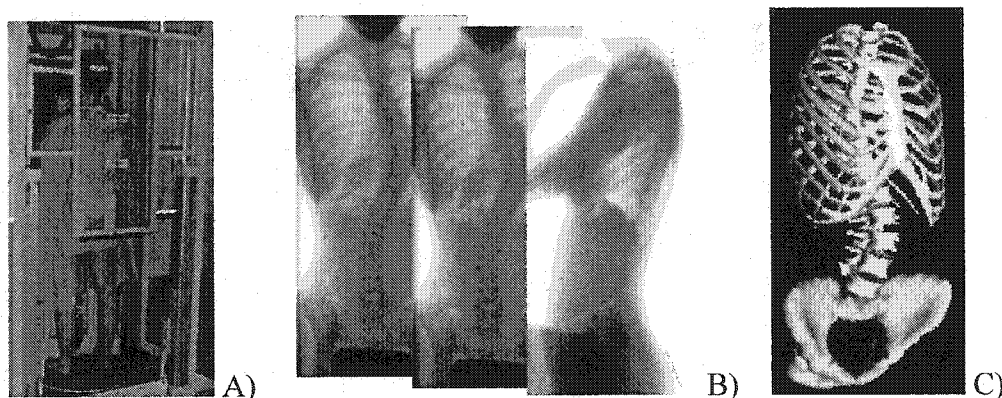


Figure 1-20: A) Acquisition radio; B) clichés obtenus; C) modèle géométrique 3D résultant.

A partir de cette géométrie, un modèle paramétrique des vertèbres et des articulations costo-vertébrales (CV) et costo-transverses (CT) a été construit à l'aide de données morphologiques publiées (Aubin et coll., 1995). À l'aide de ce modèle paramétrique, la géométrie typique de chaque vertèbre thoracique a été définie par 10 noeuds correspondant aux repères anatomiques suivants : le centroïde du corps vertébral, les centroïdes des pédicules, l'extrémité de l'apophyse épineuse et les facettes articulaires CT et CV. La géométrie de chaque vertèbre lombaire est définie par 6 noeuds qui correspondent aux repères anatomiques suivants : le centroïde du corps vertébral, les centroïdes des pédicules et les extrémités des apophyses épineuse et transverse. Chaque côte (osseuse et cartilagineuse) est définie par 11 noeuds (6 noeuds pour les côtes flottantes). Le sternum est défini par les extrémités antérieures des 7 premières paires de côtes. Cette base de données permet d'obtenir un modèle surfacique par krigeage (Figure 1-20c).

1.5.2 MODÈLES BIOMÉCANIQUES DU TRONC

De nombreux modèles par éléments finis effectués sur des régions restreintes, telles que les segments lombaires, thoraciques ou cervicaux ont été proposés dans la

littérature dans le but d'étudier localement certains segments fonctionnels. Toutefois, peu de modèles par éléments finis ont été développés pour résoudre des problèmes concernant la colonne dans son ensemble.

Un modèle mathématique tridimensionnel a été développé par Andriacchi et coll. (1974) dans le but d'étudier la biomécanique du thorax et de la colonne vertébrale. Les vertèbres ainsi que les côtes et le sternum sont représentés par des corps rigides alors que le comportement des disques, des ligaments ainsi que des cartilages costaux sont modélisés à l'aide d'éléments déformables. Les corps rigides sont interconnectés par des éléments de type ressort et les disques intervertébraux ainsi que les cartilages costaux et les ligaments sont représentés par des éléments poutres déformables. En simulant des scoliozes, ils ont démontré le rôle important de la cage thoracique dans la rigidité de l'ensemble du tronc. Roberts et Chen (1970) et Sundaram et Feng (1977) ont développé des modèles par éléments finis pour l'étude des déformations du thorax lors d'accidents d'automobiles.

Un modèle biomécanique de la colonne vertébrale, des ligaments et des muscles agissant sur la colonne ainsi que de la cage thoracique et de l'abdomen a été développé par Dietrich et coll. (1991). La méthode par éléments finis combinée avec une technique d'optimisation a été utilisée lors de la modélisation. Ce modèle représente les disques intervertébraux de façon détaillée. Un modèle linéaire par éléments finis 3D du tronc, de la colonne et du bassin a été développé par Lee et coll. (1995) afin de simuler un patient à l'état normal sans qu'aucun de ses muscles ne soit contracté. Afin de permettre l'attachement de futurs éléments de muscles, les vertèbres ont été modélisées à l'aide d'éléments briques à 20 noeuds (corps vertébral) et d'éléments à 4 noeuds pour les apophyses épineuses et transverses. Les joints costo-vertébraux et inter-vertébraux ont été modélisés par des éléments poutres, et des éléments de type ressort ont été utilisés pour représenter les ligaments.

Le modèle d'Aubin et coll. (1995) et de Descrimes et coll. (1995) est une adaptation du modèle développé par Stokes et Laible et est le plus raffiné parmi tous les modèles globaux personnalisés. La géométrie personnalisée de la colonne vertébrale et de la cage thoracique de chaque patient provient des reconstructions stéréoradiographiques (Figure 1-21a). Cette technique est présentée dans la section 1.5.1.

Le modèle biomécanique discrétise la colonne vertébrale et la cage thoracique en 2801 éléments et 1356 noeuds. Les propriétés mécaniques de l'ensemble de ces éléments ont été tirées de la littérature (Roberts et Chen, 1972, Lavaste et coll., 1990; Descrimes et coll., 1995). Les vertèbres thoraciques et lombaires, les disques intervertébraux, les côtes, le sternum et les cartilages sont représentés par des poutres tridimensionnelles élastiques. Une modélisation détaillée des joints costo-vertébraux et costo-transverses utilisant des éléments de contacts point-surface, des éléments coques et des éléments multilinéaires a été développée. Ces éléments étant considérés comme très rigides par rapport aux tissus mous, des modules d'élasticité élevés leur ont été affectés (Tableau 1-1).

Chaque facette articulaire a été représentée par 16 éléments de contact de type point-surface dont la raideur est de 500N/mm. 8 éléments coques ont été placés sous les éléments de contact pour rigidifier la facette. La tête costale a été reliée par deux poutres aux deux facettes costo-vertébrales des vertèbres sus-et sous-jacentes. La liaison costo-transverse a été représentée par deux poutres dont le module de Young est de 35 MPa. Le comportement de chaque capsule articulaire a été représenté par un ressort linéaire de raideur de 100N/mm. Le tableau ci-dessous présente les propriétés mécaniques des éléments constituant la vertèbre, le cartilage et le sternum.

Tableau 1-1: Module de Young des différents éléments du modèle biomécanique de Descrimes et coll. (1995) et Aubin et coll. (1995).

Partie modélisée	Module de Young (en MPa)
Corps vertébral	1 000
Pédicule	5 000
Apophyse épineuse	3 500
Arc postérieur	1 000
Côte	5 000
Cartilage costo-chondral	480
Sternum	10 000

Par ailleurs, les comportements mécaniques ont été considérés linéaires et des non-linéarités ont été introduites par les éléments de contact au niveau des facettes articulaires. La Figure 1-21b présente une vue tridimensionnelle du modèle par éléments finis obtenu à partir de la représentation géométrique de la colonne vertébrale et du thorax (Figure 1-21a).

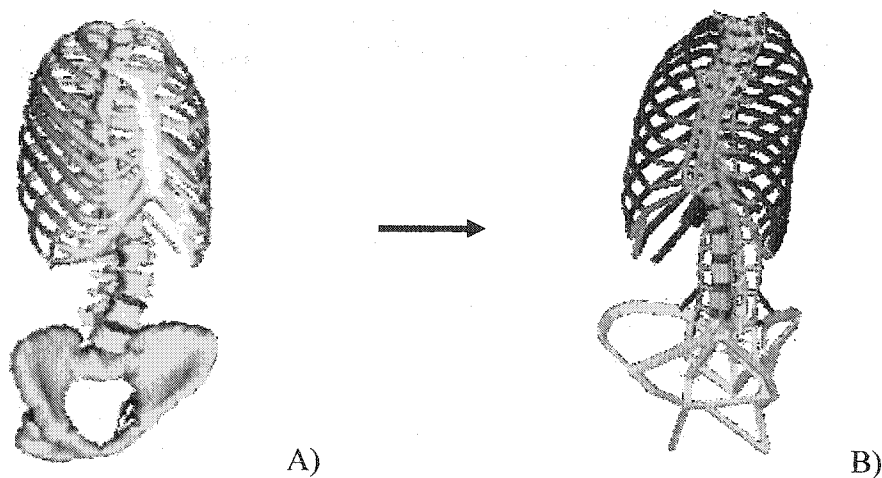


Figure 1-21- A) Représentation du modèle géométrique et B) du modèle par EF développé par Aubin et coll. (1995) et Descrimes et coll. (1995).

1.5.3 APPROCHES DE MODÉLISATION DU CORSET

À l'aide d'un protocole de reconstruction 3D établi et présenté à la section 1.5.1, deux acquisitions radiographiques du tronc avec et sans corset sont obtenues pour chacun des patients présentant une scoliose. Lors de ces dernières acquisitions, une matrice de capteurs de pression est insérée sous le corset (Figure 1-22a). Les capteurs sont reliés entre eux par des fils électriques visibles sur les clichés radiographiques. 12 points par fil sont par la suite numérisés et reconstruits en 3D tout comme le modèle du tronc (Figure 1-22b). À l'aide de ces fils, un modèle surfacique est généré à l'aide d'une technique de krigeage (Figure 1-22c). Cette technique a comme avantage de permettre l'obtention d'une géométrie personnalisée propre à chaque patient.

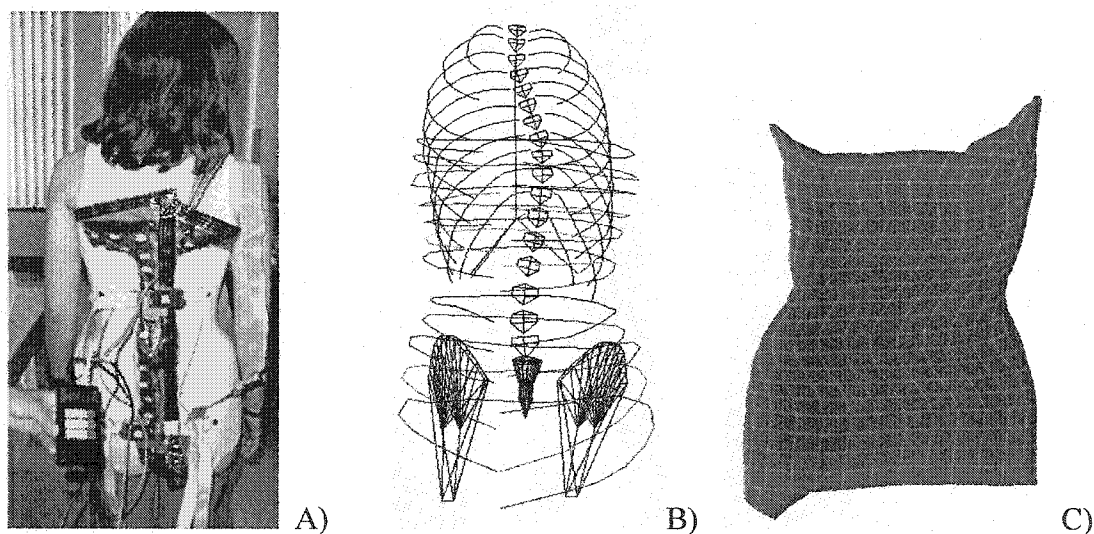


Figure 1-22: A) Matrice de capteurs de pression; B) reconstruction des fils de la matrice; C) modélisation surfacique du corset.

1.5.4 APPROCHES DE MODÉLISATION DE L'ABDOMEN

Parmi les modèles biomécaniques répertoriés dans cette étude, le modèle de Dietrich et coll. (1991) inclut la modélisation des tissus mous de l'abdomen. Un modèle plus récent et plus complet de l'abdomen a été développé par Périé et coll. (2003) où des éléments volumiques sont utilisés pour représenter la paroi abdominale ainsi que la cavité abdominale, tel que suggéré par Sundaram et Feng (1977). Le torse a été approximé par une forme cylindrique suivant la courbure sagittale de la colonne; ce cylindre a, par la suite, été connecté aux nœuds des vertèbres postérieures de la colonne. La paroi abdominale ($E=1\text{MPa}$, $\nu=0.2$) est représentée par les éléments localisés à la périphérie du cylindre alors que la cavité abdominale ($E=0.01\text{MPa}$, $\nu=0.45$) est représentée par les éléments se situant à l'intérieur du cylindre.

1.5.5 MODÉLISATION DE L'INTERFACE PATIENT-CORSET

1.5.5.1 MÉTHODES D'ACQUISITION ET DE LOCALISATION DES EFFORTS

Des études biomécaniques ont été effectuées dans le but de mesurer les pressions à l'interface entre les tissus mous du patient et le corset et de vérifier la localisation des points d'appui.

Cochran et coll. (1969), Mulcahy (1973) et Wong et Evans (1998) ont mesuré localement les forces générées par le corset de Milwaukee à l'aide de capteurs mécaniques. Des forces moyennes de l'ordre de 26N ont été mesurées selon l'axe du tronc et de 23N au niveau de l'appui latéral du corset. Chase et coll. (1989) et Jiang et coll. (1992) ont mesuré des forces moyennes de 58N générées par le corset de Boston à l'aide de capteurs pneumatiques et électroniques.

Au laboratoire de l'hôpital Ste-Justine, l'utilisation de la matrice de capteurs de pression insérée sous le corset permet de mesurer les pressions à l'interface corset-

tronc et de calculer les forces exercées par le corset sur le tronc du patient (Petit et coll.,1998). Le protocole d'acquisition consiste à placer la matrice de pression sous le corset et à serrer les courroies du corset, tel que prescrit par le chirurgien, jusqu'à la longueur de courroie voulue. Les pressions sont enregistrées pendant 30 secondes à une fréquence de 8 Hz et moyennées sur la période pour éliminer les variations dues à la respiration. Leur répartition est ensuite analysée.

Des zones de fortes pressions correspondant aux appuis pelviens, abdominaux, lombaires et thoraciques sont identifiées. Un seuillage de ces pressions est effectué de façon à isoler les zones de pression supérieures à 30 mm Hg (Figure 1-23a). Ces zones sont ensuite maillées et les pressions sont alors intégrées sur ces zones selon la méthode de Gauss (Figure 1-23b), permettant de quantifier la force équivalente. La cartographie 2D des pressions est alors superposée à ce modèle 3D en associant la pression mesurée par un capteur à ses coordonnées 3D déduites de la reconstruction des fils de la matrice (Figure 1-23c). Ceci permet d'apprécier la localisation et l'efficacité des points de pression par rapport aux déformations du patient.

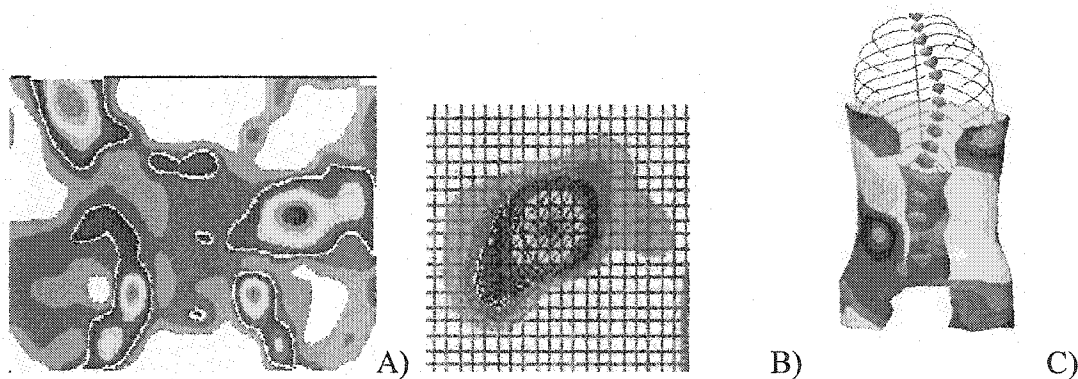


Figure 1-23– A) Identification des zones de pression; B) Maillage des différentes zones de pression; C) Représentation 3D géométrique des pressions.

Contrairement aux études précédentes qui ne mesurent que les forces moyennes transmises par le corset, ce modèle permet de mesurer avec précision les pressions à l'interface corset-tronc pour chacun des patients et pour différentes positions (debout, assis, couché) et permet de mesurer la force équivalente pour chacune des zones de pression. Ce modèle permet également de visualiser les différentes zones de pression autour du patient. Toutefois, il ne permet pas de déduire avec précision la localisation et l'orientation des forces sur le patient.

1.5.5.2 MESURE DES TENSIONS DANS LES COURROIES DU CORSET

En clinique, l'ajustement des tensions dans les courroies est actuellement faite de façon empirique (Watts, 1979). Pourtant, les courroies jouent un rôle important dans la correction de la courbure scoliotique. Certaines études ont été permis de mesurer ces tensions. À l'aide de cellules de force et de jauges de déformation, Chase et coll. (1989) et Jiang et coll. (1992) ont mesuré les tensions présentes dans les courroies des corsets de patients scoliotiques (moyennes de 82N et 110N pour les courroies de la taille et du thorax). Toutefois, ces mesures ne donnent qu'une moyenne des tensions et peuvent varier d'un patient à l'autre. De plus, elles ne sont pas mesurées à différentes positions du patient.

Une technique de mesure des tensions dans les courroies du corset a été développée par Aubin et coll. (1999). Les deux courroies de velcro qui forment le corset de Boston ont été remplacées par deux cellules de force (Super Mini Load Cell SM50, Interface Advanced Force Measurement, Scottsdale, AZ), chacune reliée au corset par deux sangles. Ces cellules de force étaient composées de jauges de déformation soumises à une tension constante de 3.5V. La distraction de la cellule modifie la résistance de la jauge et augmente le voltage. Un calibrage permet de convertir ce voltage en forces.

Cette technique permet ainsi de recueillir les tensions dans les courroies du corset de chaque patient et ce, pour diverses positions. Suite à cette nouvelle méthode d'acquisition, plusieurs études ont été effectuées. Une première étude a été menée sur 34 adolescents scoliotiques. Les tensions dans les courroies ont été mesurées à l'aide de capteurs de tension pour neuf différentes positions. La variation de cette tension a été évaluée par rapport à la position standard, soit en position debout. Cette étude a ainsi permis d'obtenir des données de tension propres à chaque patient et à diverses positions et d'indiquer que l'efficacité du corset semblait dépendre entre autres de l'ajustement des tensions dans les courroies et que des variations de tension se produisaient dans chacune des courroies lors de l'inspiration et de l'expiration.

Suite à cette étude, Mac-Thiong et coll. (2003) ont évalué la relation entre le serrage des courroies et les forces observées à l'interface entre le patient scoliotique et le corset de Boston. Les forces à l'interface ont été mesurées sur 41 patients pour trois mesures de tension standards (20N, 40N, 60N). Cette étude révèle que les forces ainsi que les zones de pression à l'interface entre le patient et le corset augmentent lorsque la tension dans les courroies augmente. Pour les patients à l'étude, elle indique également que la tension optimale devrait être de l'ordre de 60N pour une courbure thoracique droite (TD) et à 40N pour une courbure thoracique droite lombaire gauche (TDLG). Toutefois, cette étude comporte certaines limites. Tout d'abord, l'effet de l'augmentation des tensions dans les courroies sur le redressement de la colonne n'a pas été évalué. De plus, malgré le fait que la tension des courroies varie dans le temps, des valeurs de tension constantes ont été utilisées. Enfin, l'orientation des forces, qui affecte la correction, n'a pas été considérée. D'autres études plus poussées devraient être mises en place afin de déterminer une possible corrélation entre les pressions exercées par le corset sur le patient en variant les tensions dans les courroies et la correction 3D du patient.

1.6 SIMULATIONS DE L'ACTION DU CORSET SUR LE PATIENT

Les études précédentes ont permis de quantifier et de localiser les efforts exercés sur le patient à partir de mesures expérimentales prises sur le patient. Toutefois, elles ne permettent pas de prédire le comportement de la colonne et du tronc suite au port du corset. Cette section traite d'études portant sur la modélisation biomécanique de l'interaction entre un patient scoliotique et son corset.

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). Dans de nombreuses études, l'action du corset est généralement représentée par des chargements appliqués directement sur la colonne vertébrale ou la cage thoracique. D'autres modèles représentent cet effet par l'imposition de déplacements sur chacune des vertèbres.

1.6.1 SIMULATIONS PAR L'APPLICATION DE FORCES

Un modèle mathématique a été développé par Patwardhan et coll. (1986) dans le but de de simuler l'interaction colonne-orthèse dans le plan frontal. Un chargement est appliqué dans la direction transverse et distribué différemment selon le corset utilisé. Le modèle d'Andriacchi et coll. (1974) a été utilisé afin d'étudier les différents mécanismes du corset de Milwaukee. Wynarsky et coll. (1991) ont modifié ce modèle afin de prédire la façon optimale d'appliquer les forces correctrices sur le thorax. Des forces moyennes (en position debout) recueillies par plusieurs auteurs et représentant les efforts transmis par le corset sur le patient ont été appliqués sur plusieurs vertèbres. Toutefois, ce modèle ne permet pas de déterminer l'effet correcteur du corset personnalisé à chaque patient puisqu'il s'agit de forces moyennes.

De Giorgi et coll. (1990) ont développé un modèle par éléments finis simplifié afin d'étudier l'effet des efforts générés par le corset de Milwaukee sur le patient. Il a cherché à déterminer, par essais et erreurs, la meilleure combinaison possible de forces et de moments à appliquer sur la colonne vertébrale pour corriger la scoliose. Toutefois, les forces et les moments ont été appliqués directement sur la colonne, au niveau thoracique seulement.

1.6.2 SIMULATIONS PAR L'APPLICATION DE FORCES

Une étude par éléments finis a été effectuée par Aubin et coll. (1993) dans le but d'étudier et de simuler l'effet immédiat du corset de Boston sur la colonne vertébrale et le thorax. Pour cette étude, le modèle biomécanique personnalisé du tronc du patient présenté à la section 1.5.2 a été utilisé ainsi que le protocole développé par Petit et coll. (1998) pour calculer les forces exercées par le corset sur le tronc du patient (section 1.5.5.1). Ces forces ont été appliquées directement sur le modèle par éléments finis représentant le patient sans son corset (SC). Les nœuds d'applications des forces sur le modèle du tronc ont été déterminés par comparaison visuelle du modèle géométrique du corset (Figure 1-24a) sur lequel sont superposées les pressions et du modèle par ÉF du tronc (Figure 1-24b). Les déplacements résultants de l'application des forces sur le modèle ont été calculés pour chaque patient.

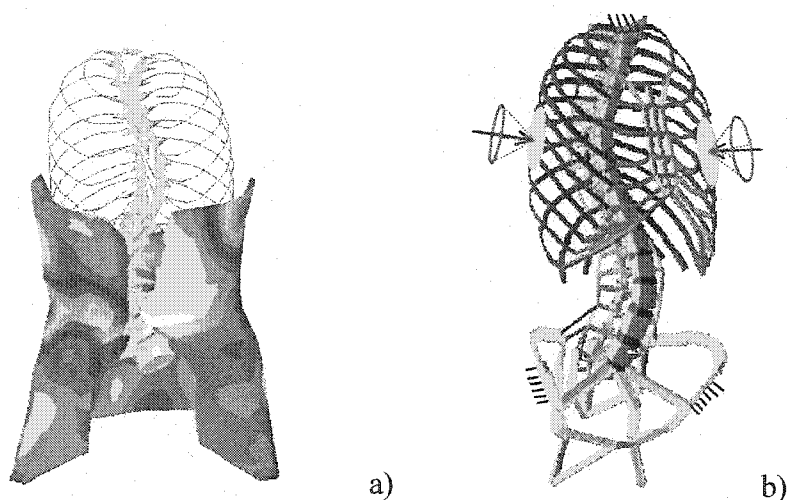


Figure 1-24 a- Représentation géométrique des pressions exercées par le corset sur le patient; b- Représentation du modèle par ÉF du patient et des forces appliquées.

Divers indices géométriques ont par la suite été utilisés pour comparer les résultats des simulations. Les phénomènes de dos plat et l'hyperlordose ont été bien simulés. Une validation a aussi été effectuée en comparant le modèle à celui de Stokes pour évaluer l'effet du raffinement des articulations costo-vertébrales et costo-transverses (Aubin et coll., 1993). Les résultats obtenus ne permettent toutefois pas de conclure sur la validité du modèle puisque seuls deux sujets ont été utilisés dans cette étude.

Suite à l'étude de Aubin et coll. (1993), une technique d'optimisation a été combinée au modèle biomécanique d'Aubin et coll. (1995) par Gignac et coll. (2000) afin de déterminer l'intensité, la direction et le lieu d'application des forces nécessaires pour corriger de façon optimale les déformations scoliotiques de chaque patient traité. Des travaux de raffinement du modèle ont été entrepris afin d'intégrer au modèle les aspects musculaires et de contrôle moteur (Odermatt et coll., 2003).

Périé et coll. (2003) ont par la suite développé un système expérimental permettant de quantifier l'action du corset à partir des mesures de pression obtenues (Petit et

coll., 1998) et de simuler son effet sur un modèle par éléments finis du patient (Aubin et coll., 1995). Cette étude de faisabilité a été effectuée sur 3 patients scoliotiques traités par corset de Boston. Lors d'une première simulation, les forces déduites des pressions (thoraciques et lombaires) et les conditions limites ont été appliquées aux vertèbres T1 et L5 en un seul pas de chargement. Lors de la seconde simulation, afin de dissocier l'effet de l'application des forces externes des conditions limites, celles-ci ont été appliquées en trois pas de chargement distincts. Les résultats révèlent que les forces calculées à l'interface patient-corset ne représentent que 35% de la correction obtenue lors des simulations alors que les conditions limites appliquées aux extrémités de la colonne sont responsables de plus de 40% de la correction observée. Cette étude suggère ainsi que les mécanismes de contrôle de la posture jouent un rôle plus important que celui des forces appliquées sur le torse.

Lors d'une étude ultérieure menée sur 12 patientes, Périé et coll. (2003) a rajouté au modèle par éléments finis du patient (Aubin et coll., 1995) une modélisation par éléments finis de l'abdomen. Cette étude a permis d'appliquer les forces obtenues au niveau lombaire et à l'abdomen directement sur les éléments représentant la paroi abdominale. Toutefois, lors de ces simulations, une distribution non équilibrée des pressions a été observée, ce qui suggère que d'autres mécanismes que les coussinets du corset produisent une correction et contribuent à l'équilibre des forces. Cette étude a également permis de conclure que l'utilisation de coussinets au niveau thoracique et de contre-coussinets au niveau thoracique gauche réduisent plus efficacement les courbures thoraciques et lombaires que l'utilisation de coussinets au niveau lombaire seulement.

Ces études confirment la faisabilité de l'approche et permet de penser qu'une étude réalisée sur un plus grand nombre de sujets permettra de simuler et de prévoir l'effet d'une orthèse sur la reconstruction 3D personnalisée du thorax et du rachis

scoliotique. Les implications cliniques seront importantes : prévision de l'effet d'un corset avant la fabrication, conception et design de nouveaux corsets, etc...

1.6.3 SIMULATIONS PAR L'APPLICATION DE DÉPLACEMENTS

Sachant que l'on ne connaît que très peu d'informations sur la caractérisation du transfert des forces de la cage thoracique à la colonne, Petit et coll. (1999) ont modélisé l'interaction corset-patient en imposant des déplacements aux noeuds de chaque vertèbre afin de simuler l'effet du corset sur le patient. Ces déplacements ont par la suite engendré des déplacements aux noeuds de la cage thoracique ainsi que des forces de réaction. Selon Petit, les forces de réaction les plus élevées se trouvent là où les coussinets se trouvent et où la colonne résiste aux déformations.

CHAPITRE 2: MODÉLISATION DE L'INTERACTION PATIENT-CORSET ET SIMULATION DU TRAITEMENT

2.1 OBJECTIFS ET APPROCHE GÉNÉRALE DE MODÉLISATION

Ce chapitre présente les étapes nécessaires à la réalisation du projet de modélisation de l'interaction mécanique du patient-corset dans le traitement de la scoliose. De façon générale, l'approche de modélisation suit sept étapes qui répondent aux principaux objectifs de ce mémoire (Figure 2-1).

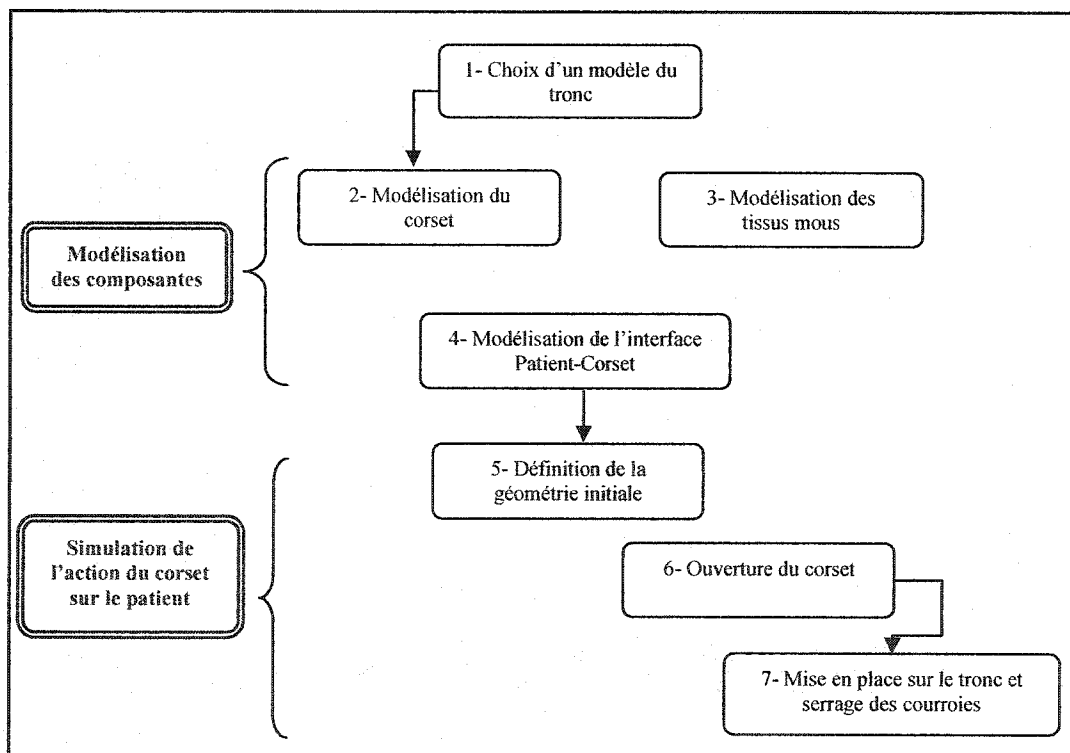


Figure 2-1: Étapes de modélisation et de simulation du traitement.

La première étape a pour but de choisir un modèle du tronc approprié dans le cadre de cette étude (1). Les trois étapes suivantes consistent à modéliser le corset (2), les tissus mous du patient (3) ainsi que l'interface entre le patient et le corset (4). Les trois dernières étapes ont pour but de simuler l'action du corset lors de son installation sur le patient: définir la forme initiale du corset (5), ouvrir le corset autour du patient (6) et finalement, mettre en place le corset autour du patient et reserrer les courroies (7).

2.2 MODÉLISATION DU TRONC

L'objectif principal de ce mémoire est de modéliser l'interaction entre le patient et le corset dans le traitement de la scoliose. Une modélisation globale du tronc est utilisée pour prédire les corrections du tronc suite au port du corset. Dans la revue de littérature présentée aux sections 1.5.1 et 1.5.2, différents modèles géométriques et par éléments finis du tronc ont été présentés. Le modèle géométrique développé par Aubin et coll. (1995) a été choisi pour cette étude puisque la géométrie tridimensionnelle du tronc est personnalisée à chaque patient et suffisamment raffinée pour le type d'analyse proposé.

Pour la suite du projet, le système de coordonnées global est défini de la façon suivante: l'axe des X représente l'axe sagittal et pointe vers l'avant, l'axe des Y représente l'axe coronal et pointe vers la gauche du patient et l'axe des Z représente l'axe vertical et pointe vers le haut (Stokes et coll., 1994). Ce système d'axes est centré au centroïde de la vertèbre L5 (Figure 2-2). Dans la suite, deux repères seront utilisés pour le patient avec (AC) et sans (SC) corset. Tous les indices géométriques seront mesurés dans ce repère.

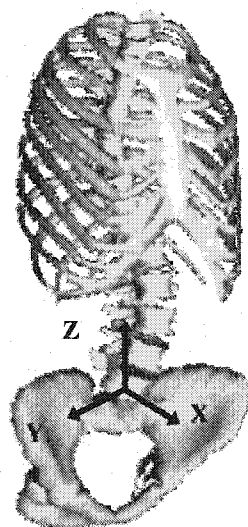


Figure 2-2 : Système de coordonnées globales (Aubin et coll, 1995)

L'étude de faisabilité a été effectuée en utilisant la géométrie d'une patiente de 16 ans présentant les indices de déformations suivants: un angle de Cobb au niveau thoracique droit de 40.4° (apex T10) et de 29.8° au niveau lombaire gauche (apex L3), une cyphose de 13.6° en T10, une lordose de 33° en L3 ainsi qu'une gibbosité dans le plan transverse de 14° et enfin, une rotation axiale à l'apex de 19° en T10.

2.3 MODÉLISATION DU CORSET

Cette section est divisée en deux parties: la première traite de la méthode utilisée pour définir la géométrie du corset et la seconde de la modélisation par éléments finis du corset.

2.3.1 DÉFINITION DE LA GÉOMÉTRIE DU CORSET

Puisque le corset de Boston est majoritairement utilisé par les patients scoliotiques traités en Amérique du Nord, c'est donc ce type qui a été sélectionné pour ce projet.

La géométrie tridimensionnelle du corset a été obtenue en suivant la méthode de Petit et coll. (1998) actuellement utilisée en clinique. Les points représentant les fils de la matrice de pression sont numérisés et reconstruits en 3D tout comme le modèle du tronc. Toutefois, étant donné que tous les points numérisés n'étaient pas parfaitement visibles sur les radiographies, des erreurs de reconstruction se sont produites, certains de ces points se retrouvant à une position incohérente dans l'espace. Une correction consistant à repositionner correctement ces nœuds un à un manuellement dans Matlab a été réalisée. Les coordonnées des points numérisés sont par la suite exportées de Matlab en un langage APDL pouvant être lu par le logiciel Ansys et permettent d'obtenir une modélisation par ÉF de la surface interne du corset (Figure 2-3).

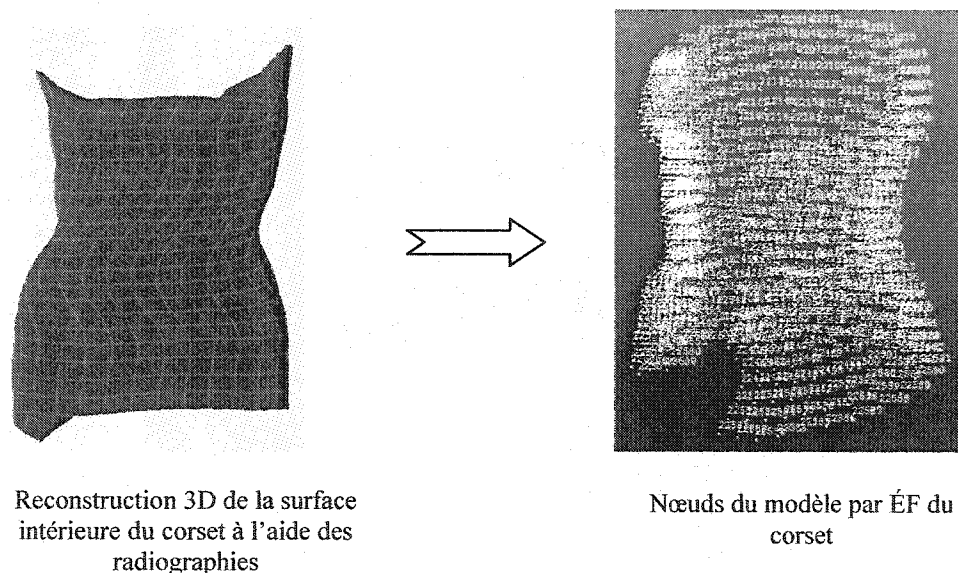


Figure 2-3 : Modèle surfacique et nœuds du modèle par éléments finis du corset.

Le corset doit alors être positionné sur le modèle par ÉF du patient dans le référentiel global SC défini en 2.2. Comme la géométrie du corset a été obtenue dans le repère AC (différence d'orientation d'environ 20°), une méthode de recalage a été

développée pour transformer le corset du repère AC vers le repère SC. Trois points ont été choisis permettant de définir cette transformation, le centre de la vertèbre L1, le centre de la vertèbre T5 et l'extrémité du sternum. Ce choix résulte d'une optimisation visuelle du positionnement du corset sur la géométrie du patient sans corset.

2.3.2 MODÉLISATION DES DIFFÉRENTES COUCHES DU CORSET

Le corset de Boston comporte deux couches distinctes: une couche rigide externe composée de polypropylène et une couche interne flexible composée de mousse de polyéthylène à cellules ouvertes. Des mesures expérimentales de l'épaisseur de chacune des couches ont été effectuées sur les corsets de 10 patients traités à l'hôpital Ste-Justine. Les mesures ont été prises à l'aide d'un vernier en 3 localisations de part et d'autre du corset, les endroits correspondant à la localisation des coussinets, d'abord pour le corset isolé puis une fois installé sur le patient. L'épaisseur moyenne de la couche externe rigide a été mesurée à 4.0 ± 0.5 mm et celle de la mousse interne à 3.0 ± 0.2 mm. Le pourcentage de compression moyen de la mousse a été calculé en relevant l'épaisseur de la couche interne lors du port du corset et en le divisant par l'épaisseur de la couche du corset isolé. La mousse a été comprimée de 1 mm, soit d'un facteur variant entre 30% et 40%, selon la force de serrage exercée sur le patient, ce qui implique de grandes déformations.

La couche rigide externe du corset est soumise à des efforts de flexion et d'élongation importants lors de la mise en place du corset. L'épaisseur (4 mm) étant au moins 10 fois plus mince que les autres dimensions majeures, la théorie des plaques minces a été utilisée. L'élément de type coque élastique (Shell 63) illustré à la Figure 2-4 a été choisi puisqu'il est en mesure de supporter de grandes déformations ainsi qu'un chargement dans le plan normal et tangentiel. Cet élément

possède six degrés de liberté en chacun de ses noeuds et est défini au milieu de l'épaisseur de l'élément par quatre nœuds.

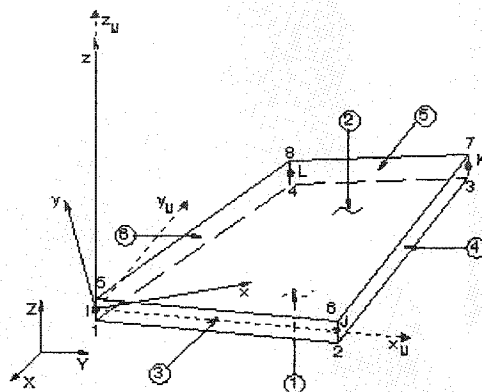


Figure 2-4: Élément coque de type Shell 63 (Ansys reference).

L'élément brique élastique linéaire 3D (solide 45) à 8 noeuds a été utilisé pour modéliser la mousse puisqu'il répond aux efforts de flexion, de compression et d'élongation. Cet élément possède trois degrés de liberté en translation. La Figure 2-5 illustre l'élément solide utilisé d'épaisseur constante de 3mm.

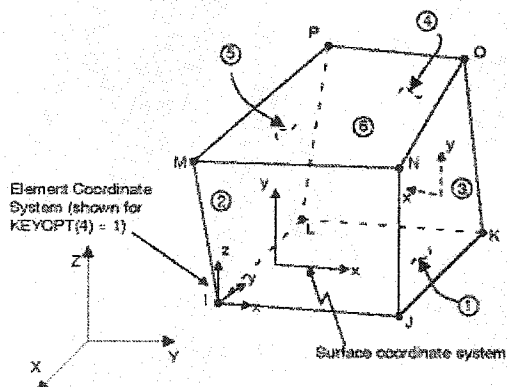


Figure 2-5: Élément solide 45 (Ansys Reference).

Les propriétés mécaniques du corset ont été obtenues à partir de données disponibles dans la littérature (Yucel et coll., 1984; Côté, 1995) et par les fabricants du corset de Boston. Le Tableau 2-1 indique les principales propriétés mécaniques attribuées aux deux couches du corset. Pour simplifier le modèle, seules les propriétés élastiques linéaires isotropiques ont été définies dans le cadre de ce projet.

Tableau 2-1: Propriétés mécaniques attribuées aux éléments représentant le corset.

	COQUE EXTERNE EN POLYPROPYLENE	COQUE INTERNE EN MOUSSE
E (MPa)	6000	100
ν	0.3	0.45
Compression (%)	----	30-40%

Les nœuds de la surface intérieure du corset, numérotés de 21001 à 21031 sur la Figure 2-6, ont été obtenus par reconstruction 3D de la matrice et correspondent à l'intérieur de la couche de mousse comprimée. Toutefois, puisque la surface interne du corset à son état initial (mousse non comprimée) doit être représentée, une surface a tout d'abord été générée par déplacement de 1mm vers l'intérieur du corset afin de délimiter l'intérieur du corset (nœuds numérotés de 23001 à 23031, Figure 2-6 étape A). À partir de ces nœuds, une autre surface a été générée par déplacement de 5mm vers l'extérieur afin de délimiter les couches de mousse et de la coque rigide (nœuds numérotée de 22001 à 22031, Figure 2-6 étape B). Pour obtenir les nœuds de ces nouvelles surfaces, une projection perpendiculaire au plan de chaque surface a été effectuée en calculant le vecteur normal résultant unitaire N_R selon la moyenne des vecteurs des éléments avoisinants v_1 à v_4 (Figure 2-7). Cette technique a été paramétrisée de façon à pouvoir mailler automatiquement les différentes couches du corset de n'importe quel patient.

translation ont été utilisés. Ce type d'élément permet de représenter adéquatement les forces de compression et de cisaillement élevées. Chaque élément a une épaisseur constante de 5 mm et des propriétés isotropiques ont été utilisés. Un module d'Young de 0.55 MPa et un coefficient de Poisson de 0.45 ont été choisis à partir de l'étude expérimentale de Owens (1993). Le maillage des tissus mous devrait idéalement avoir, comme support, les éléments du modèle du système musculo-squelettique sous-jacent. Toutefois, puisque le nombre de degrés de liberté de ces deux types d'éléments diffère et qu'un travail important devrait être effectué au préalable pour connecter ces éléments entre eux, le modèle des tissus mous a été créé directement sous la couche de mousse du corset afin de simplifier le modèle (Figure 2-8).

La surface externe des tissus mous a été générée par projection de 5mm à partir de la surface interne de la mousse. Les nœuds numérotés de 23001 à 23031 à la Figure 2-8 représentent la surface délimitant les couches de mousse et des tissus mous alors que les nœuds numérotés de 24001 à 24031 de la Figure 2-8 définissent la surface interne des tissus mous. La Figure 2-9 illustre le modèle par ÉF du corset et des tissus mous.

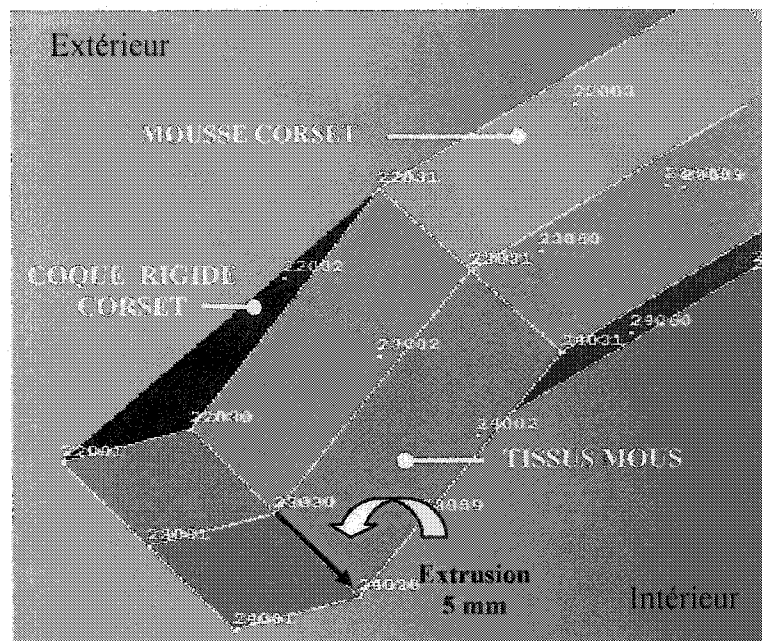


Figure 2-8: Maillage de la couche de tissus mous.

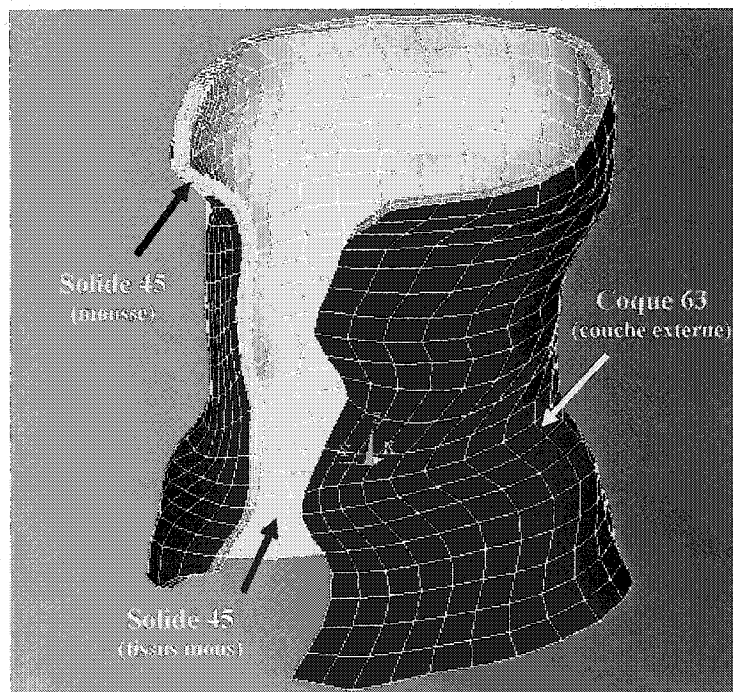


Figure 2-9: Modélisation par ÉF des couches du corset et des tissus mous.

2.5 MODÉLISATION DE L'INTERACTION ENTRE LE PATIENT ET SON CORSET

Avant la mise en place du corset autour du patient, le corset ne touche pas au tronc du patient (Figure 2-10). Lors du serrage des courroies durant le traitement, le corset vient en contact avec le tronc et il y a alors un changement de statut du système : des forces normales et tangentielles aux surfaces qui entrent en contact se développent et provoquent des changements de raideur (Figure 2-11). La solution doit alors être traitée comme un problème non-linéaire.

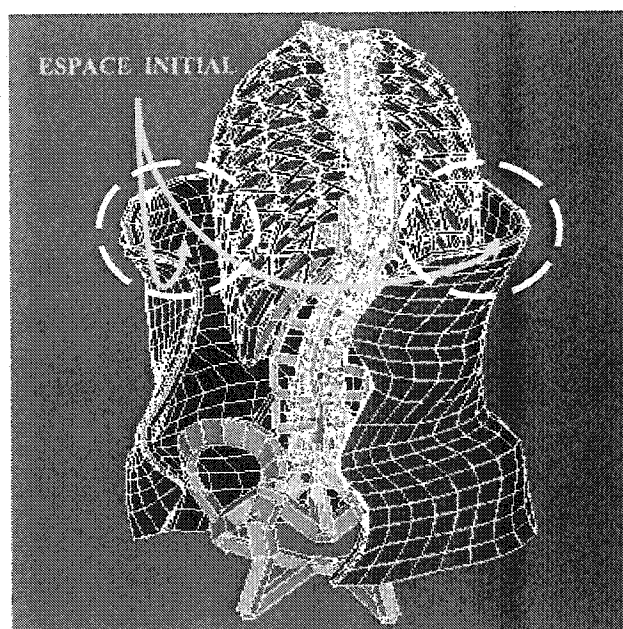


Figure 2-10 : Modèle du patient et du corset.

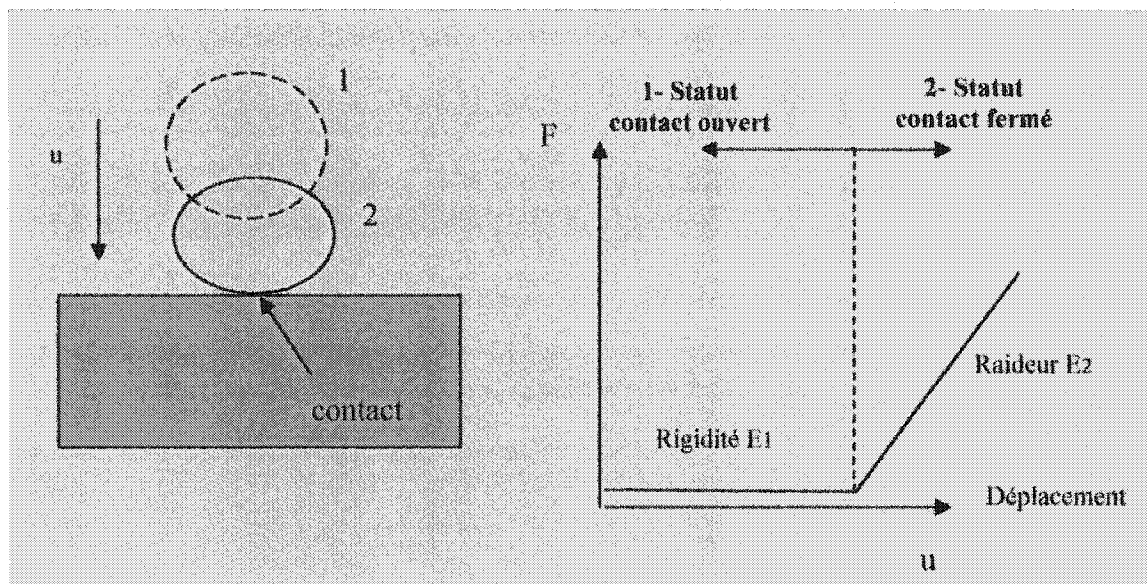


Figure 2-11: Changement de statut et de raideur d'un contact.

2.5.1 BANC D'ESSAIS POUR ÉTABLIR LE CHOIX DES ÉLÉMENTS DE CONTACT

Une étude préliminaire a été réalisée afin de déterminer le type de contact approprié pour le modèle. Cette étude a permis d'atteindre les objectifs suivants: étudier l'influence des paramètres associés aux éléments de contact sur la solution, déterminer sur quel type d'éléments les contraintes en déplacement seront appliquées et finalement, étudier l'influence du maillage sur la solution finale.

2.5.1.1 TYPE DE CONTACT

Afin de choisir le type d'élément de contact approprié, les caractéristiques des surfaces qui entrent en contact ont été définies. Les côtes, représentées par des éléments linéaires poutres, comportent une rigidité beaucoup plus élevée (5000 MPa) que celle des éléments solides linéaires composant les tissus mous (0.55 MPa). Les éléments de contact de type point-surface (49) et surface-surface (173) de la librairie d'Ansys sont les deux types d'éléments de contact 3D les plus fréquemment utilisés lors d'analyses de contacts. L'élément de contact 49 relie un noeud de la surface de

contact à 4 noeuds de la surface cible. L'élément de contact surface-surface 173 est défini par 4 noeuds qui reposent sur la surface de contact et par un élément cible 169 défini par 4 noeuds reposant sur la surface cible. La Figure 2-12 et la Figure 2-13 illustrent les deux types d'éléments choisis pour le banc d'essais.

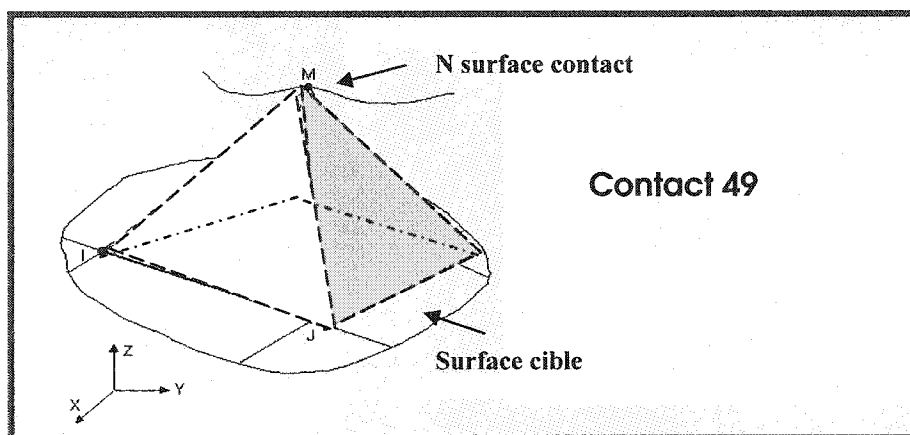


Figure 2-12: Élément de contact point-surface 49 tiré de la librairie d'Ansys.

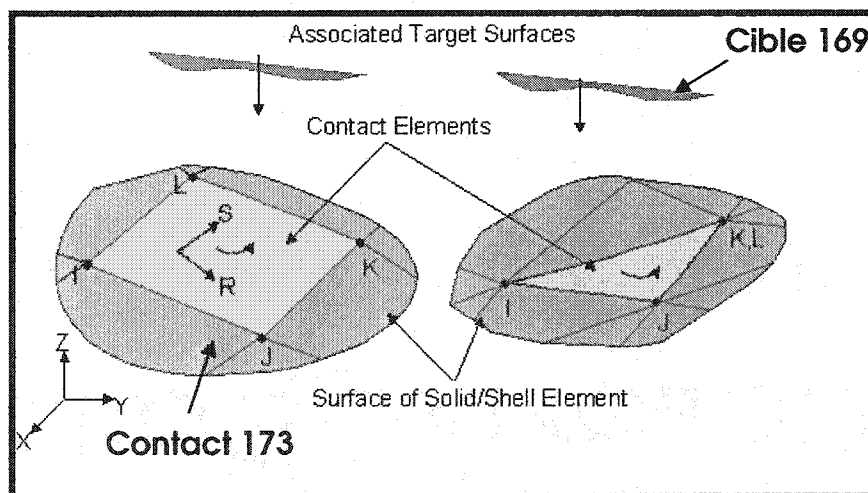


Figure 2-13: Élément de contact surface-surface 173 tiré de la librairie d'Ansys.

2.5.1.2 PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES DES CONTACTS ET CONSTANTES RÉELLES

La rigidité de contact, appelée K_n pour le contact 49, est définie à l'aide de la relation mathématique $F = K \Delta$ où K représente la rigidité du contact Hertz, Δ , la pénétration et F , la force de réaction aux noeuds. Ce concept est illustré à la Figure 2-14. Cette relation permet d'éviter le passage d'une surface d'un corps au travers de l'autre. Elle permet aussi d'assurer la compatibilité entre les deux corps. Pour satisfaire l'équilibre, une légère quantité de pénétration doit être définie mathématiquement lors de la génération des contacts à l'interface. L'objectif est de minimiser cette quantité de pénétration afin d'obtenir la réponse la plus valide possible. Toutefois, une force de contact excessive générée repoussera les surfaces lors de la prochaine itération. La rigidité de contact K_n peut être approximée par l'équation suivante:

$$K_n = fE \quad 0.01 < f < 100$$

où E est le module d'Young de l'élément sous-jacent le plus flexible et f , le facteur de rigidité de contact. Ce facteur est également utilisé pour définir la rigidité de contact de l'élément surface-surface 173 (on le note toutefois F_{K_n}). La rigidité de contact tangentielle K_t peut également être définie comme une valeur proportionnelle au coefficient de friction. Toutefois, puisque la friction entraîne un temps de calcul de l'ordre de 50% plus élevé, les forces de cisaillement entre le corset et le tronc ne sont pas modélisées dans le cadre de ce projet.

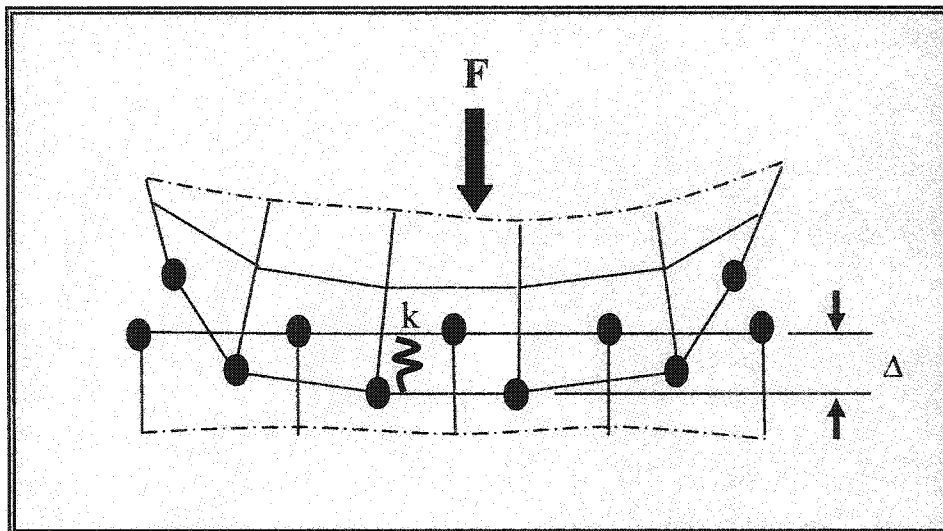


Figure 2-14 : Illustration du concept de la rigidité de contact (Structural non-linearities, Ansys)

2.5.1.3 MODÉLISATION DES BANC D'ESSAIS

L'étude préliminaire réalisée à l'aide de deux bancs d'essais a pour but de choisir le type de contact approprié et de déterminer la rigidité de contact optimale K_n . Pour simplifier le problème, seule la couche externe du corset a été modélisée. Le premier banc d'essais est composé d'une plaque mince en flexion (coque 63) représentant la surface externe du corset et d'un élément poutre représentant un élément de côte. Des éléments de contact de type point-surface (contact 49) ont été intégrés. Les propriétés mécaniques ainsi que les dimensions des éléments sont indiquées à la

Figure 2-15. L'extrémité du corset a été encastree et les degrés de liberté en translation et en rotation selon x et z ont été bloqués à l'extrémité de la poutre. Un déplacement selon y de 3 mm a été imposé à cette extrémité pour simuler la flexion et établir un contact entre les surfaces. Le second banc d'essais est similaire au premier. Toutefois, le type de contact utilisé est le contact 173. Des éléments de

surface ont été utilisés pour relier les éléments poutres entre elles (Figure 2-16). Les mêmes propriétés et conditions de chargement ont été définies.

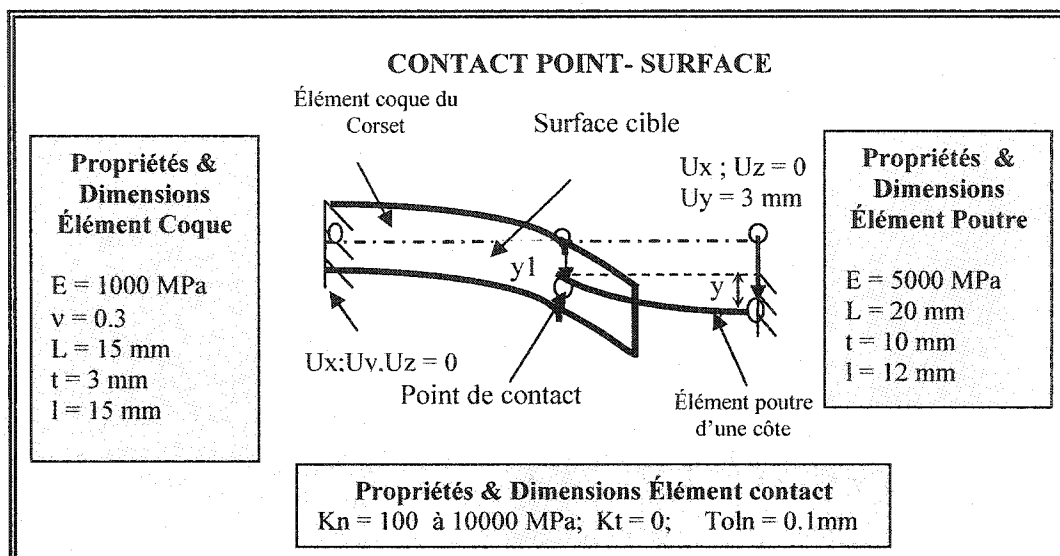


Figure 2-15 : Banc d'essais effectué sur le contact 49.

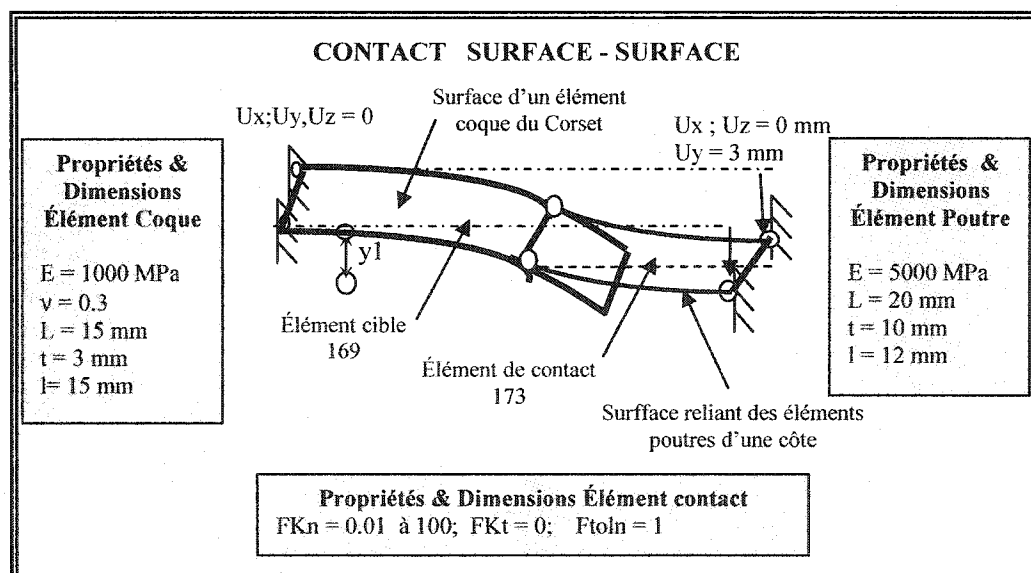


Figure 2-16 : Banc d'essais effectué sur le contact 173.

L'évaluation des modèles des bancs d'essais a également été effectuée en comparant les résultats avec les valeurs théoriques obtenues à l'aide de la théorie des plaques minces. Des simulations supplémentaires ont également été effectuées afin de s'assurer que le fait de déplacer la surface cible ou la surface de contact n'affecte pas le résultat final.

2.5.1.4 CHOIX DU TYPE DE CONTACT

Les résultats détaillés de ce banc d'essais sont présentés à la section 3.1. Pour la suite du projet, l'élément de contact de type point-surface 49 a été retenu pour plusieurs raisons. On a tout d'abord pu observer que les résultats obtenus à l'aide de ce contact se rapprochaient beaucoup plus des valeurs théoriques, que le temps de simulation était plus rapide et que ce contact permettait une pénétration moindre que dans le cas du contact surface-surface. Enfin, l'utilisation du contact 173 aurait demandé deux étapes supplémentaires : raffiner les éléments de côtes et créer de nouveaux éléments quadratiques connectés aux noeuds des côtes.

2.5.2 CHOIX DE LA MODÉLISATION DE L'INTERACTION PATIENT-CORSET

Suite aux résultats du banc d'essais, la modélisation de l'interaction patient-corset a été effectuée dans le modèle global (Figure 2-17). L'élément de contact 49 est localisé entre les tissus mous et les côtes du patient et la rigidité de contact optimale K_n est déterminée à partir de l'étude des bancs d'essais. La base du contact a été directement définie à partir de 4 noeuds d'un élément solide et la cible par un des noeuds des éléments poutres des côtes.

La région à l'intérieur de laquelle se produisent les contacts n'étant généralement pas connue initialement, une méthode de création automatique des éléments de contact de type point-surface a été développée afin de minimiser le nombre de ces éléments.

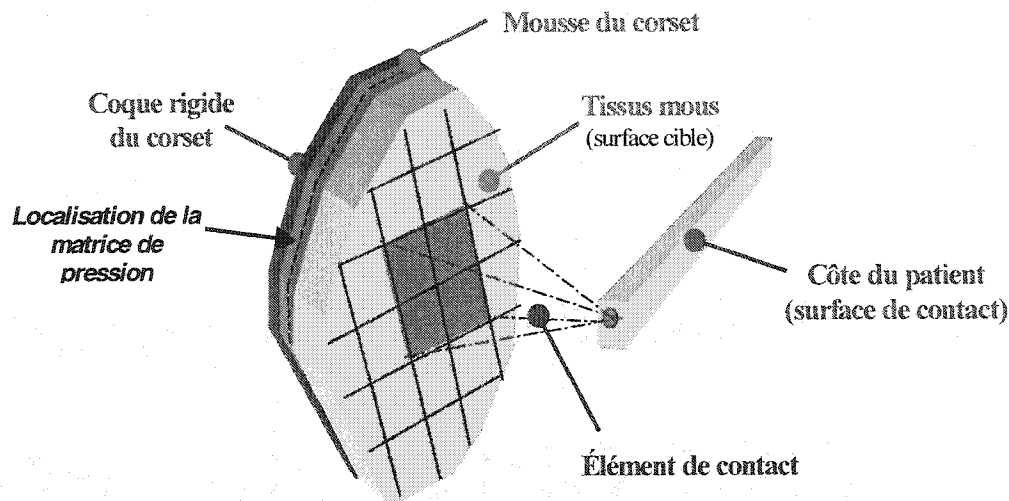


Figure 2-17: représentation du modèle d'interaction entre le patient et le corset.

Cette méthode consiste tout d'abord à projeter dans le plan xy les nœuds des éléments de côtes suffisamment loin du corset (entre T1 et T10) de façon à créer des droites axiales qui coupent le corset (Figure 2-18a). Les points d'intersection de ces lignes avec les surfaces du corset sont ensuite calculés. L'élément à l'intérieur duquel se trouve le point d'intersection devient alors l'élément cible et le nœud de côte d'origine devient l'élément de contact (Figure 2-18b). Enfin, puisque lors de la fermeture du corset les éléments adjacents à cet élément peuvent également entrer en contact avec le tronc, huit autres éléments de contact sous-jacents à ces éléments de tissus mous sont modélisés (Figure 2-18c).

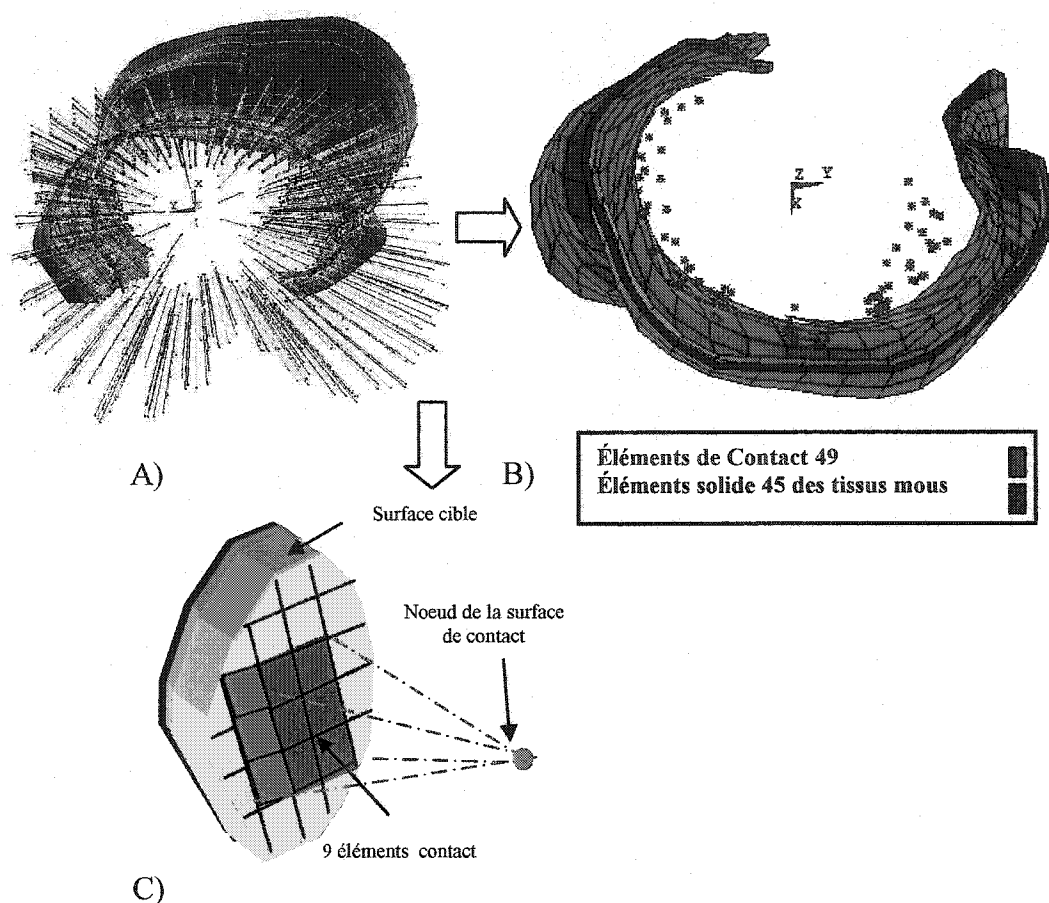


Figure 2-18: Méthode de création des éléments de contact entre le corset et le tronc :
A) Création des droites axiales; B) Définition des éléments cibles et des éléments de contact; C) Définition des 9 éléments de contact sous-jacents.

2.6 MODÉLISATION DE L'ACTION DU CORSET SUR LE PATIENT

Les étapes précédentes (Figure 2-1, étapes 1 à 4) ont permis de modéliser le corset [1], le patient [2], les tissus mous [3] dans le repère SC. La modélisation de l'interaction entre le patient et le corset a également été définie à l'aide d'éléments de contacts point-surface [4]. Les dernières étapes consistent à modéliser l'action du corset sur le patient (Figure 2-1, étapes 5 à 7).

2.6.1 DÉFINITION DES CONDITIONS LIMITES

Cette modélisation implique un choix de conditions limites appropriées sur le patient ainsi que sur le corset.

2.6.1.1 CONDITIONS LIMITES SUR LE PATIENT

La vertèbre thoracique T1 a été fixée en translation dans le plan transverse et la mobilité verticale a été laissée libre afin de représenter le redressement documenté par Sélard (1999). Le bassin joue pour sa part un rôle de support. Il empêche le corset de se déplacer verticalement et d'effectuer des rotations importantes autour de l'axe des z. On observe à l'aide des radiographies du patient avec et sans corset que le bassin effectue une rotation selon l'axe y. Afin d'aider le modèle à converger, cette rotation a été imposée comme condition limite au niveau des ischions et de la crête illiaque du bassin (Figure 2-19a). Le tableau 2-2 présente les valeurs des déplacements appliqués sur les nœuds du patient lors de la simulation.

Tableau 2-2 : Déplacements appliqués sur le patient.

	T1			Bassin			
Noeuds	1000	1107	1207	19680	19780	19819	19919
Ux	0	0	0	25.71	24.86	-1.26	-3.82
Uy	0	0	0	-1.22	-1.17	-0.01	0.10
Uz	Libre	Libre	libre	-1.61	-1.68	-0.65	-0.45

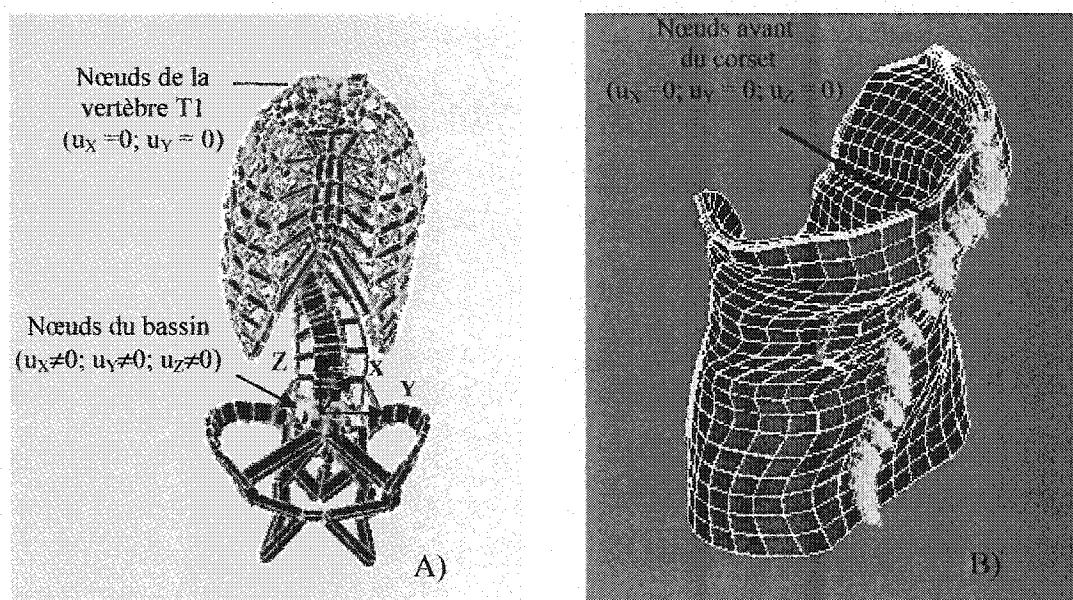


Figure 2-19: A) Degrés de liberté fixés sur le patient et B) sur le corset

2.6.1.2 CONDITIONS LIMITES SUR LE CORSET

Afin d'éviter que le corset ne se déplace verticalement, une contrainte en z a été appliquée sur les nœuds situés à l'avant du corset (Figure 2-19b). Toutefois, puisque la friction est négligée, des contraintes supplémentaires ont été imposées sur le corset afin d'éviter toute rotation autour de l'axe des z . Puisque les éléments situés à l'avant du corset subissent peu de déformations sous l'effet des tensions appliquées dans les courroies, les nœuds situés à l'avant du corset ont été bloqués en translation et en rotation selon u_x , u_y , u_z (Tableau 2-3).

Tableau 2-3 : Nœuds sur lesquels les degrés de liberté ont été bloqués sur le corset.

Nœuds	22015-22697 (couche externe)	23015 – 23697 (couche mousse)	24015-24697 (couche tissus mous)
-------	---------------------------------	----------------------------------	-------------------------------------

2.6.2 MODÉLISATION

La modélisation de l'action du corset sur le patient a été effectuée en trois pas de chargement (Figure 2-1, étapes 5 à 7). Le premier pas de chargement consiste à définir la géométrie initiale du corset [5]. Le second pas permet d'ouvrir le corset suffisamment afin qu'il ne touche plus au patient [6]. Le dernier pas de chargement consiste à mettre en place le corset sur le patient et à serrer les courroies [7].

2.6.2.1 DÉFINITION DE LA GÉOMÉTRIE INITIALE

Pour simuler adéquatement le traitement par corset, la forme géométrique initiale du corset (non déformé) doit être obtenue. Des mesures effectuées sur cinq corsets de Boston ont permis de constater que l'ouverture arrière du corset (non porté) était de 5 mm (Figure 2-20a). Toutefois, le modèle géométrique du corset obtenu à la section 2.3.1 représente le corset à son état final (Figure 2-20b) une fois refermé autour du patient. L'ouverture moyenne postérieure alors mesurée était de 85 mm.

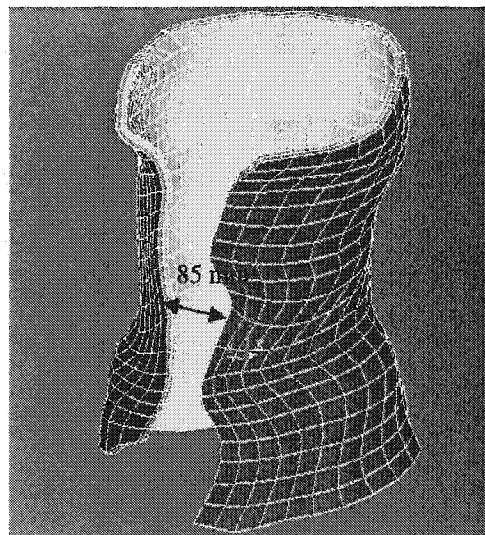
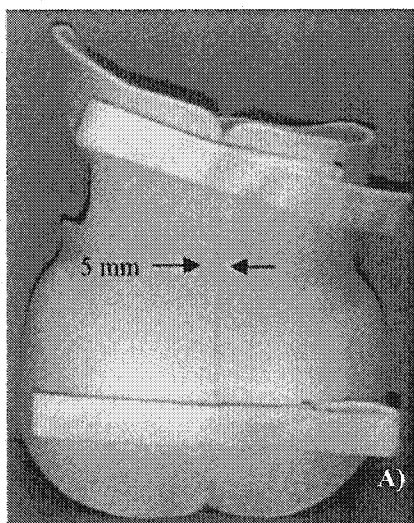


Figure 2-20 : Mesures prises sur le corset au repos (A) et sur le modèle par ÉF (B) en position finale.

Un déplacement de 80 mm a été imposé comme mode de chargement sur chacune des courroies afin que le corset retrouve sa forme initiale (Figure 2-20a). Pour déterminer la localisation des noeuds d'application du déplacement, les radiographies du patient dans son corset ont été comparées au modèle par éléments finis du corset. Le mode de répartition et la direction du chargement à appliquer sur le modèle ont été obtenus en calculant la direction des vecteurs reliant les noeuds d'application du chargement, ces noeuds étant situés sur les éléments coques rigides du corset (Figure 2-21). Suite à cette simulation, les contraintes internes engendrées dans le corset ont été éliminées. Les hypothèses simplificatrices suivantes ont été émises: le déplacement est identique en chacun des noeuds des courroies et est réparti également en chacun des points d'attache; un seul nœud par point d'attache est modélisé. La Figure 2-22 illustre la forme initiale du corset obtenue.

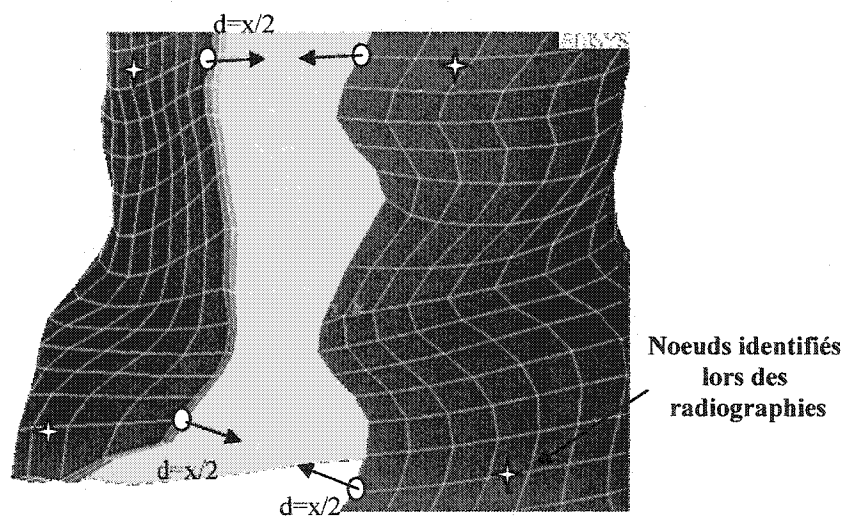


Figure 2-21: Chargement appliqué sur le corset en vue d'obtenir la géométrie initiale.

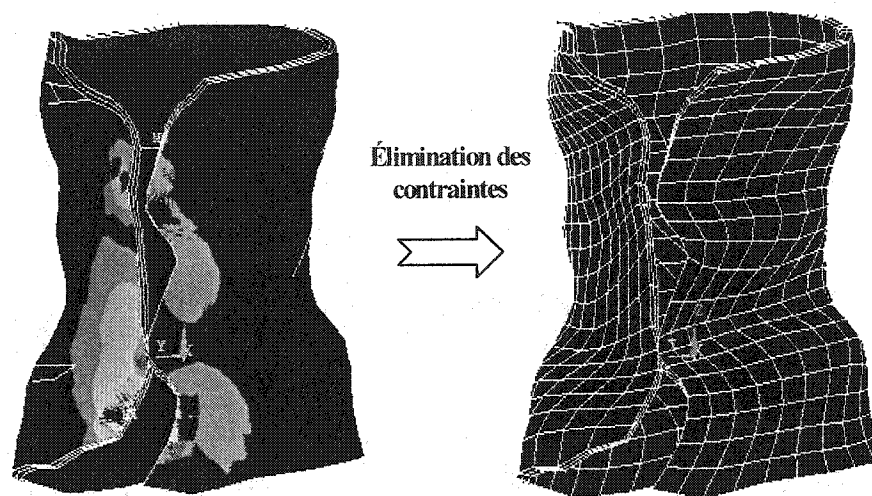


Figure 2-22: Géométrie initiale du corset.

2.6.2.2 OUVERTURE DU CORSET

La prochaine étape de simulation consiste à ouvrir le corset autour du patient. Lors de cette étape, l'ouverture du corset s'effectue jusqu'à ce que le corset entoure entièrement le patient. Afin d'éviter certains problèmes de convergence, les éléments de contact ne sont pas insérés immédiatement dans le modèle et aucun élément du corset n'est alors en contact avec le tronc. Un premier sous-pas de chargement est effectué à l'équilibre. Le déplacement des courroies est par la suite imposé de façon graduelle ($\Delta = 5\text{mm}$) et une vérification de l'emplacement du corset par rapport au patient est effectuée à chaque sous-pas de chargement jusqu'à ce que le tronc se retrouve entièrement à l'intérieur du corset. Une mise à jour de la géométrie du corset est alors effectuée. La Figure 2-23 permet d'observer qu'un déplacement de 130 mm a été nécessaire pour ouvrir entièrement le corset. La distance entre les nœuds des deux courroies est respectivement de 171 mm et de 161 mm pour les courroies supérieures et inférieures, respectivement.

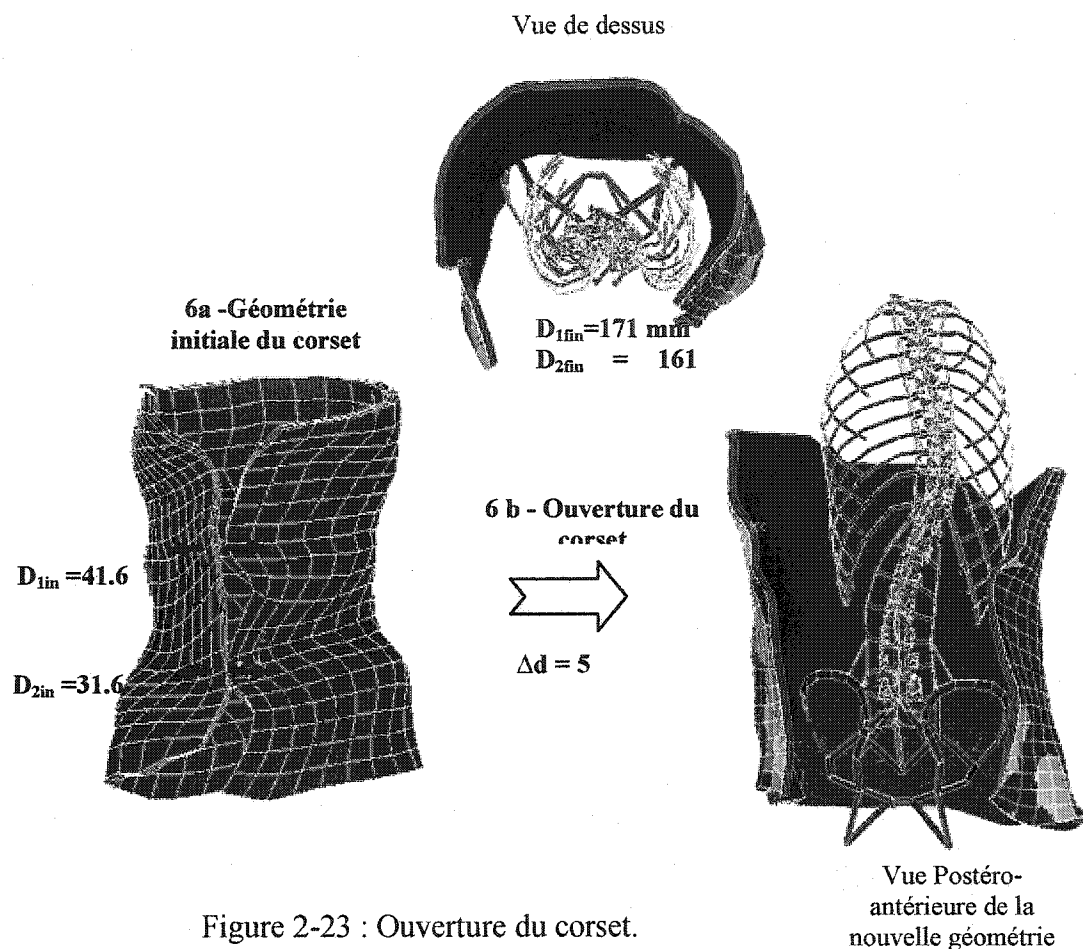


Figure 2-23 : Ouverture du corset.

2.6.2.3 MISE EN PLACE DU CORSET SUR LE TRONC ET SERRAGE DES COURROIES

La dernière étape consiste à reproduire l'action du corset sur le patient par la simulation de la mise en place du corset sur le tronc et le serrage des courroies. Des mesures expérimentales ont été prises sur les courroies du corset lorsque serrées sur le patient afin d'obtenir la distance finale entre les points d'attaches. Ces valeurs ont été utilisées comme conditions d'arrêt lors du serrage des courroies (ouverture arrière résiduelle de 35 mm dans le cas de ce patient).

Cette étape demande l'activation des contacts entre le patient et le corset. L'application du déplacement permettant de serrer les courroies s'effectue dans le sens de la fermeture du corset. Un premier sous-pas de chargement est initialement effectué à l'équilibre. Le problème étant hautement non-linéaire, le déplacement est appliqué de façon graduelle ($\Delta=15$ mm). A chaque itération, la distance entre les noeuds des courroies est comparée à la condition d'arrêt. Les résultats sont présentés au prochain chapitre.

2.6.3 OPTIMISATION DE LA SIMULATION

Les étapes précédentes ont permis de définir les contraintes ainsi que les différentes étapes de chargement nécessaires à la simulation du traitement. Une étude de sensibilité des différentes caractéristiques du système a été effectuée sur les deux bancs d'essais et a permis d'optimiser le temps de calcul, de choisir des options de solutions appropriées et d'optimiser la convergence du système.

Le système peut être considéré quasi-statique puisque sa réponse n'évolue pas dans le temps. En raison des grands déplacements imposés sur les éléments du corset lors des étapes de modélisation de la mise en place du corset sur le patient, des non-linéarités géométriques se produisent à l'intérieur du système. Lorsque le chargement augmente, la réponse en rigidité du système augmente, et la courbe contrainte-déformation a un comportement non-linéaire. Le comportement hautement non-linéaire du système s'explique surtout par la présence des éléments de contacts. La présence de non-linéarités implique que la réponse du système ne peut plus être prédite par un seul ensemble d'équations linéaires ($F = k \Delta$).

La méthode itérative de Newton-Raphson (Figure 2-24) a été utilisée lors de cette étude afin de résoudre ce système. À l'aide de plusieurs séries d'approximations linéaires, une correction est appliquée à chaque itération d'équilibre. L'objectif de

cette méthode consiste à effectuer plusieurs itérations jusqu'à ce que le résidu devienne acceptable et se situe à l'intérieur des limites de convergence. Les tolérances du système fixées pour les forces, les moments ainsi que les déplacements étaient de 10%, 5% et 5% respectivement.

$$[K_i^T] \underbrace{\{\Delta u_i\}}_{\text{Résidu}} = \underbrace{\{F^a\} - \{F_i^{nr}\}}_{\text{Résidu}}$$

$[K_i^T]$ = Matrice de rigidité tangentielle

$\{\Delta u_i\}$ = Incrément de déplacement

$\{F^a\}$ = Vecteur de force externe

$\{F_i^{nr}\}$ = Vecteur de force interne
(Σ contraintes dans les éléments)

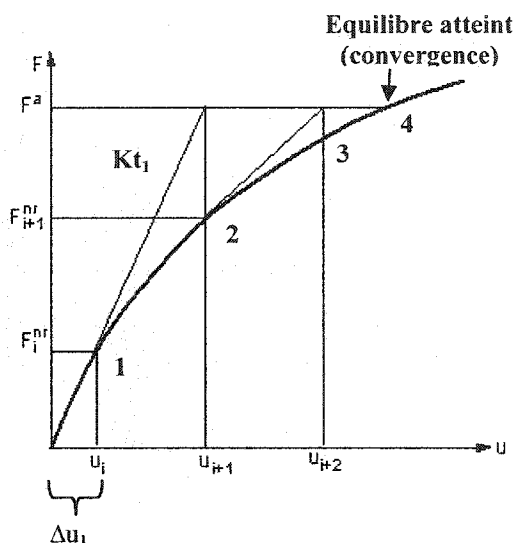


Figure 2-24 : Méthode itérative de Newton-Raphson.

Toutefois, la méthode Newton-Raphson ne garantit pas la convergence du système dans tous les cas et ne convergera que si la configuration de départ se situe à l'intérieur du rayon de convergence (Figure 2-25). Afin de diminuer le nombre de simulations à effectuer, coûteuses en temps, la valeur par défaut (Ansys) a été utilisée lors des simulations et aucune étude de sensibilité n'a été effectuée pour optimiser cette valeur. Puisque la valeur optimale du rayon de convergence n'a pas été déterminé, le chargement a été appliqué de façon graduelle, permettant tout de même d'améliorer la convergence du système (Figure 2-26).

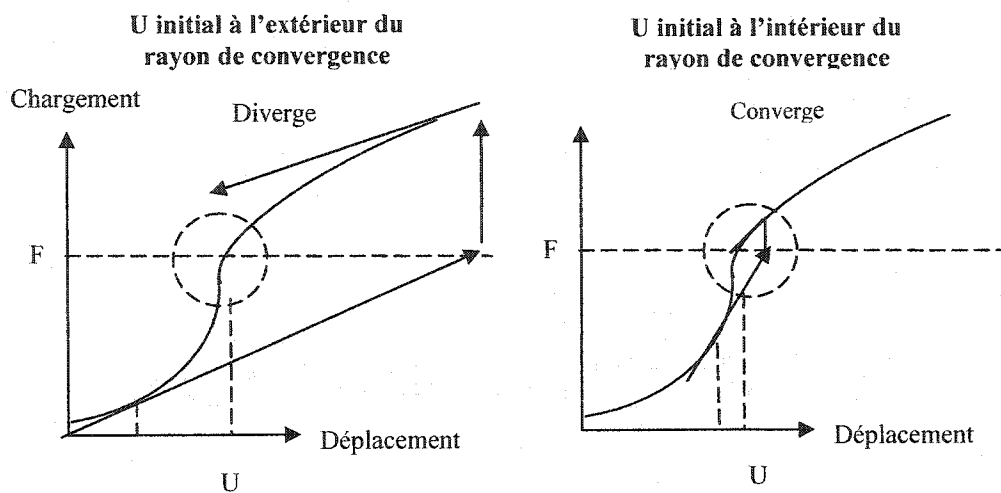


Figure 2-25 : Simulations à l'extérieur et à l'intérieur du rayon de convergence.

Application de plusieurs pas de chargements

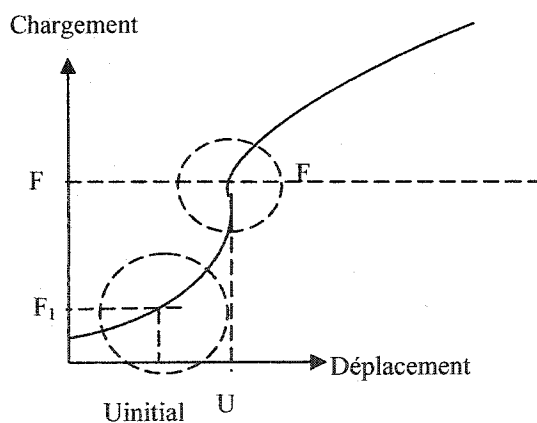


Figure 2-26: Méthodes d'optimisation de la convergence du système.

Finalement, le solveur 'sparse', très robuste lorsque des problèmes de contact sont présents, a été utilisé. De nombreuses options de solution ont ainsi permis d'améliorer la convergence du système : définition de plusieurs pas et sous-pas de

chargements et de critères de convergence plus serrés, augmentation des itérations d'équilibre et du rayon de convergence et choix d'un type de solveur approprié. Le Tableau 2-4 présente les options utilisées initialement dans ce modèle.

Tableau 2-4 : Tableau résumé des différentes options de solution utilisées.

OPTIONS DE SOLUTION	VALEUR	DESCRIPTION
nlgeom	ON	Non-linéarités géométriques présentes
antype	STATIC	Système quasi-statique
Solveur	SPARSE	Solveur sparse utilisé (robuste)
Auto time stepping	ON	Variation automatique de sous-pas de chargement
Nsubsteps min,max	10000,1E6	Nombre minimal et maximal de sous-pas désiré
Solcon	ON	Options de solution automatiques (nombre itérations d'équilibre (100), rayon de convergence (predicteur à on, lnsrch automatique...)
nropt	FULL	Méthode itérative Newton-Raphson utilisée

2.7 MÉTHODES DE VALIDATION

Suite à la simulation de la mise en place du corset et du serrage des courroies, des résultats géométriques et mécaniques ont été obtenus. Pour chacun de ces modèles du tronc du patient (avec et sans corset), des indices cliniques et géométriques ont été calculés. Les angles de Cobb thoraciques et lombaires sont calculés dans les plans coronal et sagittal selon la méthode de Labelle et coll. (1996) ainsi que la rotation axiale et la gibbosité. Les déplacements selon x, y et z ont également été calculés pour chacune des vertèbres. La première étape de validation consiste à comparer les

résultats géométriques et mécaniques de ce modèle avec les indices cliniques 3D mesurés sur le modèle reconstruit du patient dans son corset. Les résultats ont été comparés avec le modèle reconstruit du patient sans son corset afin de vérifier si un redressement du tronc a été obtenu. Les résultats géométriques et mécaniques ont par la suite été comparés aux résultats du modèle des forces (Aubin et coll., 1995 et Gignac et al, 1998). La Figure 2-29 illustre les différents modèles qui seront comparés entre eux lors de la phase de validation du nouveau modèle d'interaction patient-corset.

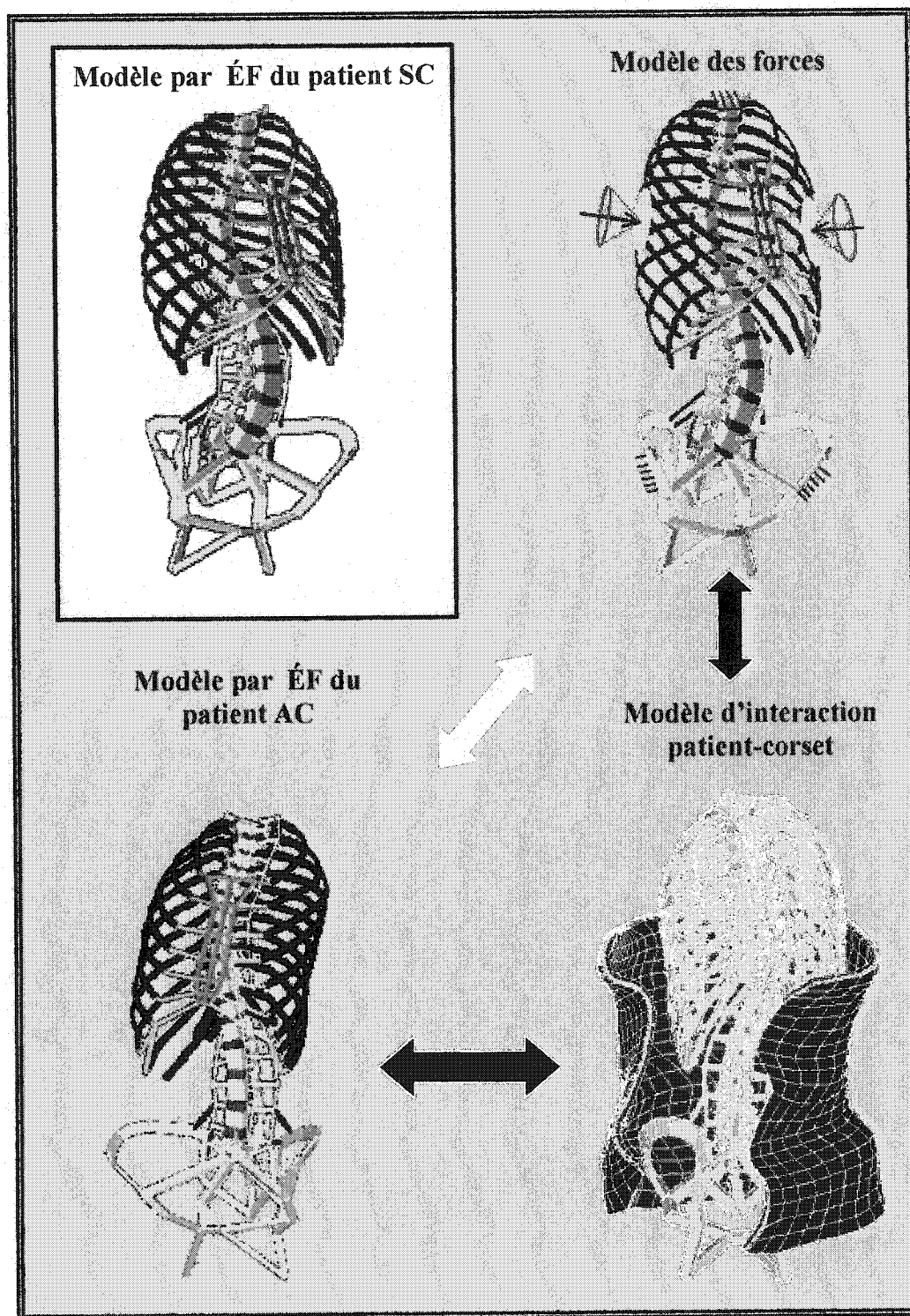


Figure 2-27 : Modèles comparés lors de l'évaluation.

CHAPITRE 3 : RÉSULTATS ET VALIDATION

Le présent chapitre présente les résultats associés aux différents bancs d'essais élaborés et les résultats des simulations sur un patient.

3.1 RÉSULTATS ASSOCIÉS AUX BANCs D'ESSAIS

Deux bancs d'essais, présentés à la section 2.5.2, ont été utilisés pour choisir le type d'élément de contact approprié et pour répondre aux objectifs de ce mémoire: 1-) Étudier l'influence de la rigidité de contact K_n et du raffinement du maillage sur la solution; 2-) Vérifier si l'application du chargement sur la surface cible ou sur la surface de contact pouvait modifier sensiblement les résultats et 3-) Évaluer l'influence de l'emplacement du point de contact sur l'élément cible et évaluer l'influence de la forme de l'élément sur les résultats.

Dans le 1^{er} banc d'essais, des éléments de contact point-surface (49) ont été utilisés alors que des éléments de contact surface-surface (173) ont été utilisés dans le second. De nombreux paramètres ont été analysés, tant pour le contact 49 que 173; toutefois, seuls les résultats répondant aux objectifs fixés ci-dessus sont présentés dans cette section. Suite à un déplacement imposé de 3 mm de l'élément de corset, les deux éléments entrent en contact et subissent chacun un déplacement selon l'axe des y. La flèche maximale (Y_1) ainsi que la force de réaction aux points de contact des deux éléments (F_r) ont été calculées à l'aide de la théorie des plaques minces et des poutres en flexion (se référer aux figures 2-15 et 2-16 pour les illustrations des deux bancs d'essais). Les valeurs de F_r et de Y_1 sont présentées dans le Tableau 3-1 pour chacun des bancs d'essais et sont utilisées comme points de comparaison pour valider les résultats des deux bancs d'essais:

Tableau 3-1 : Résultats théoriques des deux bancs d'essais.

B ANCS D'ESSAI	FLÈCHE Y1 (MM)	FORCE DE RÉACTION FR (N)
1 - CONTACT 49	2,11	340.14
2 - CONTACT 173	2.16	353.22

Lors des simulations du 1^{er} banc d'essais, des valeurs de rigidité K_n variant entre 0.1 Gpa et 100 Gpa ont été utilisées lors des simulations. La Figure 3-1 présente l'influence de la rigidité K_n sur la précision des résultats exprimée en fonction de l'erreur relative Fr pour chaque degré de raffinement du maillage du corset.

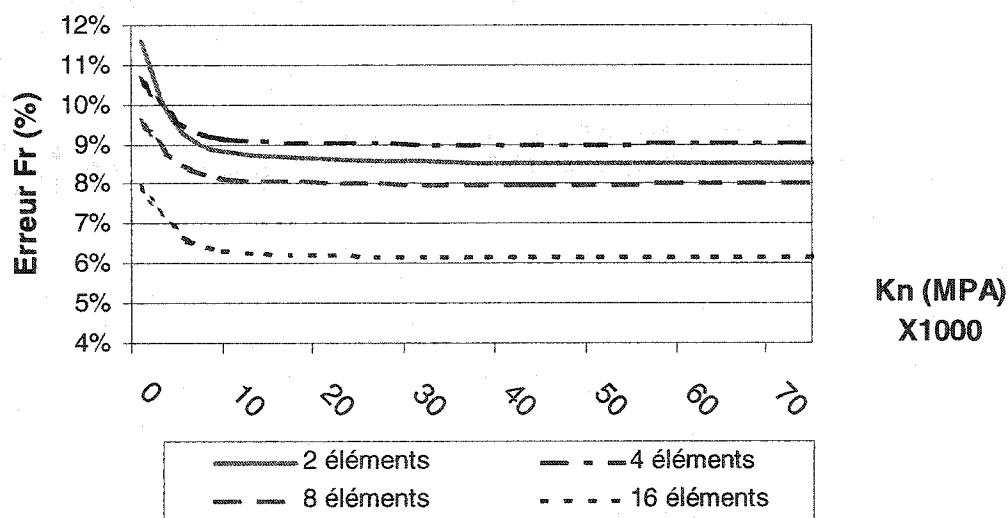


Figure 3-1 : Influence de la rigidité K_n sur la précision des résultats pour l'élément contact 49.

On observe que l'erreur diminue lorsque la rigidité de contact Kn augmente et que peu importe le degré de raffinement du maillage, la convergence est atteinte pour une valeur Kn de 10 000 MPa. La Figure 3-2 présente, pour les deux bancs d'essais, les résultats de l'influence de Kn sur la pénétration du contact pour différents degrés de raffinement de maillage du corset.

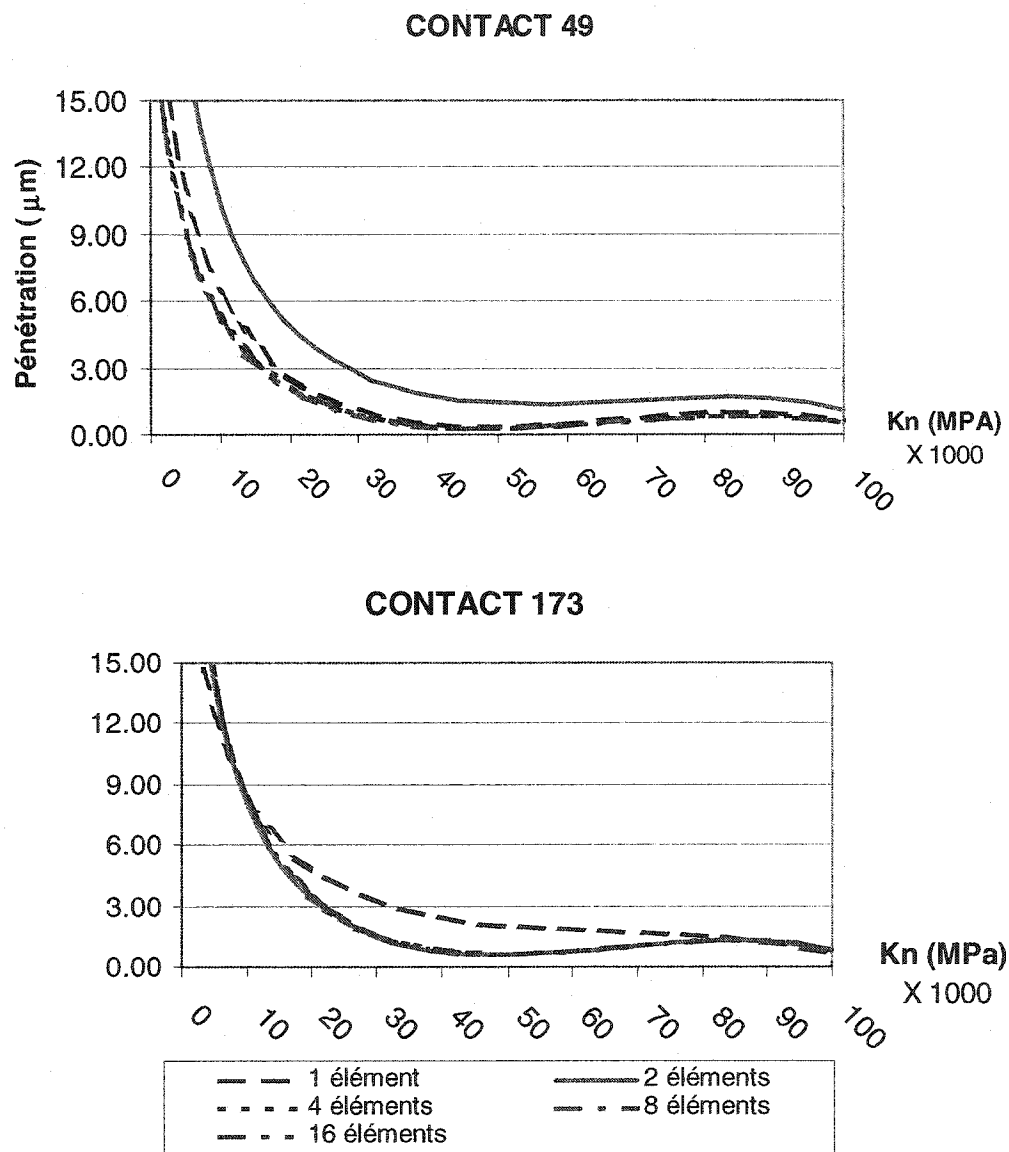
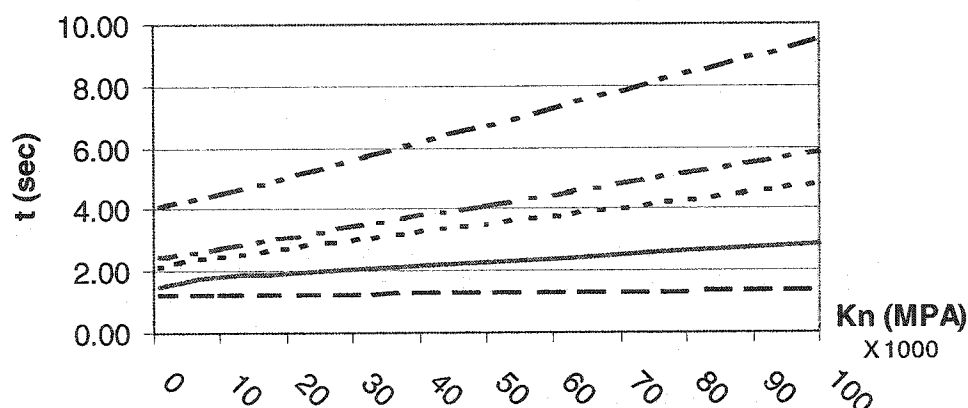


Figure 3-2: Influence de Kn sur la pénétration pour les 2 types de contact.

Ces résultats indiquent que la pénétration diminue rapidement au fur et à mesure que la rigidité de contact augmente (entre $K_n = 100$ et $10\,000$ MPa). On observe également qu'en raffinant suffisamment le maillage (plus de 4 éléments) et pour une rigidité K_n plus grande que $10\,000$ MPa, la pénétration converge vers une valeur constante de $1.5\ \mu\text{m}$, tant pour le contact 49 que pour le contact 173. Les graphiques de la Figure 3-3 illustrent l'influence de la rigidité de contact sur le temps de convergence.

Ces graphiques indiquent que pour le contact 49, le temps de convergence de la solution augmente linéairement en fonction de la rigidité K_n alors que pour le contact 173, le temps augmente rapidement puis pour une rigidité plus grande que $10\,000$ MPa, l'augmentation linéaire devient plus faible. Ces résultats indiquent également que pour une rigidité donnée, le temps de résolution augmente lorsque le degré de raffinement du maillage augmente. Enfin, on observe que le temps de résolution est plus élevé lorsque le contact 173 est utilisé.

CONTACT 49



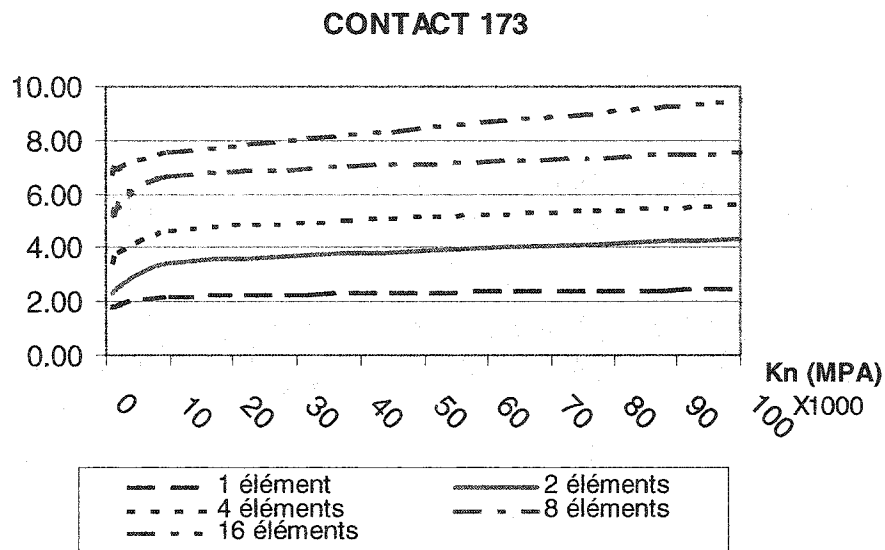


Figure 3-3 : Influence de Kn sur le temps de convergence.

L'étude des courbes des Figure 3-1 à 3-3 a ainsi permis de déterminer une valeur de Kn pour laquelle la pénétration, l'erreur relative et le temps de convergence étaient optimaux. Les autres simulations ont par la suite été effectuées en utilisant cette valeur de rigidité ($K_n = 10^3$ MPa). Les prochains résultats présentent l'influence du raffinement du maillage en fonction des paramètres suivants : déplacement du point de contact y (mm), pénétration, temps de convergence. La Figure 3-4 indique l'effet du maillage sur le déplacement des points de contact et compare les valeurs obtenues avec les valeurs théoriques obtenues pour les deux bancs d'essais.

On observe tout d'abord, tant pour le contact 49 que pour le contact 173, que la solution converge lorsque le maillage est suffisamment raffiné (plus de 4 éléments du corset). Ces graphiques permettent également de comparer les résultats théoriques des résultats obtenus à l'aide des simulations: l'erreur relative est respectivement de 2% pour le contact 49 alors qu'il s'élève à 15% pour le contact 173. Les résultats théoriques ont été obtenus à l'aide de la théorie des plaques minces.

Les Figure 3-5 et 3-6 illustrent respectivement l'influence du maillage sur la pénétration et sur le temps de convergence de la solution pour les contacts 49 et 173 pour $K_n = 10\,000$ MPa.

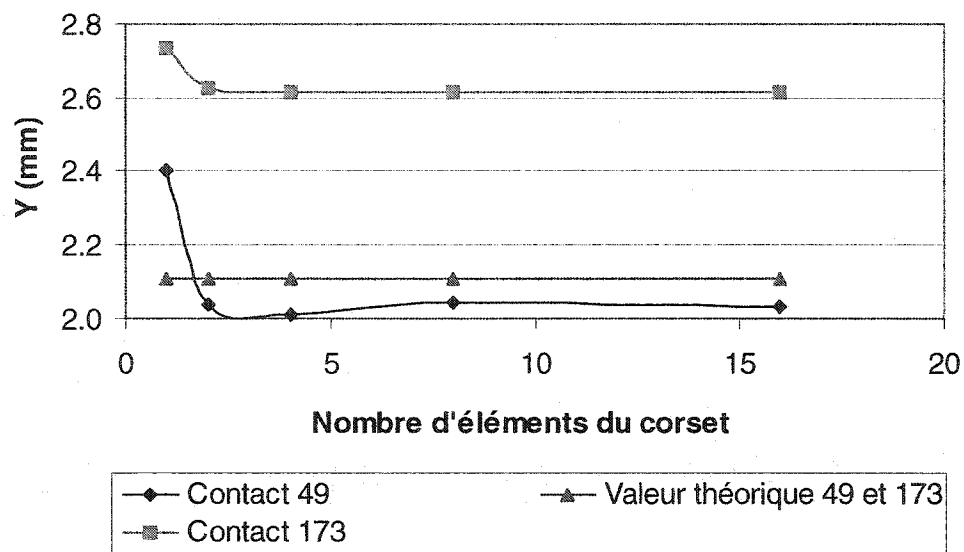


Figure 3-4 : Influence du maillage sur le déplacement du contact.

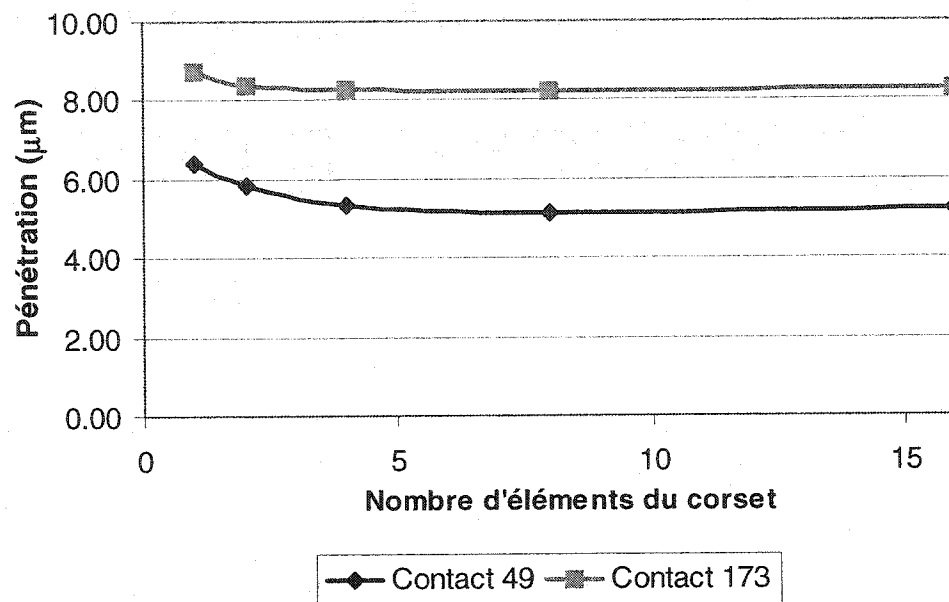


Figure 3-5: Influence du maillage sur la pénétration.

On observe que la pénétration diminue au fur et à mesure que le maillage se raffine, tant pour le contact point-surface 49 que pour le contact surface-surface 173 et qu'une valeur optimale est atteinte dans les deux cas pour un degré de raffinement de 8 (nombre d'éléments du corset). De plus, la pénétration est beaucoup plus importante lorsque le contact 173 est utilisé (écart de $3 \mu\text{m}$).

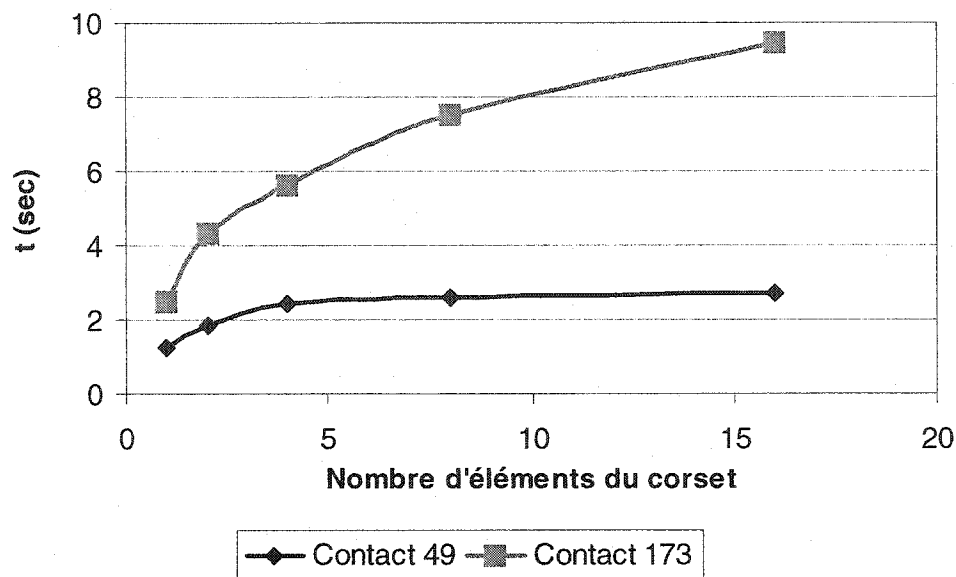


Figure 3-6 : Influence du maillage sur le temps de convergence t (s).

On remarque que pour les deux bancs d'essais, le temps de convergence augmente lorsque le degré de raffinement du maillage augmente. Toutefois, dans le cas du contact 49, le temps de convergence n'augmente pas aussi rapidement que pour le contact 173 lorsqu'un grand nombre d'éléments de corset est utilisé et semble se stabiliser à 2.2 secondes. Ainsi, pour un maillage fixe de 8 éléments, le temps de convergence est trois fois plus élevé lorsque le contact 173 est utilisé (2.2 s vs 7.5 s).

Afin de s'assurer que l'application du chargement sur la surface cible (le corset) donne des résultats similaires à ceux obtenus lorsque le chargement est appliqué sur la surface de contact, deux simulations ont été effectuées sur le banc d'essais comportant les éléments du contact 49. Lors de la première simulation, le chargement est appliqué sur l'élément poutre représentant les côtes alors que dans le

second cas, la contrainte de déplacement est appliquée sur l'élément coque représentant la couche externe du corset. La Figure 3-7 illustre les résultats obtenus.

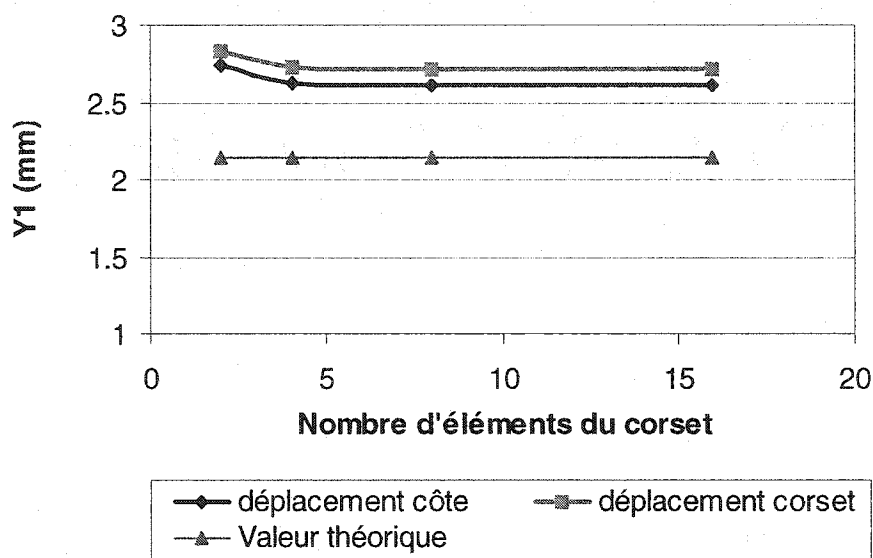
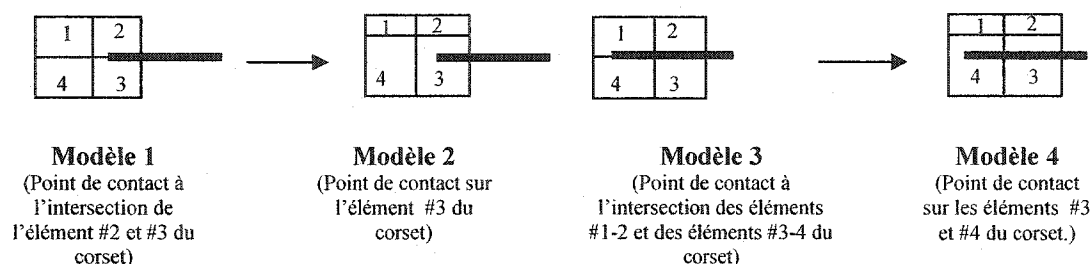


Figure 3-7: Comparaison des résultats obtenus pour différents types de déplacement.

Ce graphique indique que peu importe le degré de raffinement du maillage, le choix de la surface déplacée influence légèrement les résultats (différence de l'ordre de 2%). On observe que le fait de déplacer les éléments de côtes permet de se rapprocher un peu plus près des résultats théoriques, cette différence pouvant être due au fait que le contact est plus facilement détecté que dans le cas où le corset se déplace puisqu'un seul nœud agit comme point de contact. Afin de s'assurer que la position du point de contact sur les intersections d'éléments ne modifie pas significativement les résultats, des simulations supplémentaires ont été effectuées sur le banc d'essais du contact 49 en faisant varier la localisation du point de contact (élément de côte) sur les éléments du corset. Les valeurs obtenues de Y_1 et de l'erreur relative sont présentées au Tableau 3-2. Les dernières simulations ont permis d'évaluer l'influence de la forme des éléments sur les résultats. Trois formes

d'éléments du corset ayant chacun un certain ratio hauteur/largeur ont été évaluées et les valeurs de Y_1 ainsi que l'erreur relative ont été calculées (Tableau 3-3).

Tableau 3-2 : Influence de la localisation du point de contact sur les résultats.



	Modèle 1	Modèle 2	Théorique	Modèle 3	Modèle 4	Théorique
Y1 (mm)	2.30	2.30	2.34	1.75	1.74	1.68
Err_{Y1}	1.7%	1.7%	-----	3.8%	3.6%	-----

Tableau 3-3 : Influence de la forme des éléments sur les résultats

Modèle 1
Ratio = 1

Modèle 2
Ratio = 0.5

Modèle 3
Ratio = 0.25

	Modèle 1	Théorie	Modèle 2	Théorie	Modèle 3	Théorie
Y1 (mm)	2.40	2.45	2.01	2.06	0.70	0.65
Err_{Y1}	2.3%	-----	2.4 %	-----	8.0 %	-----

Une synthèse des résultats des études menées sur les différents bancs d'essais ont permis de déterminer une rigidité de contact ($K_n = 10\,000$ MPa) qui sera utilisée dans le modèle global et de mieux comprendre l'influence de différents paramètres

sur les éléments de contact. Ces résultats ont été utilisés dans la modélisation de l'interaction patient-corset. L'analyse des résultats sera présentée à la section 4.1.

3.2 RÉSULTATS ASSOCIÉS AUX SIMULATIONS SUR LE PATIENT

Les simulations du traitement par corset ont permis d'obtenir plusieurs résultats. Les résultats de la simulation sont présentés dans la prochaine section, suivis des résultats géométriques et mécaniques. Les simulations ont été effectuées en utilisant les options de solution présentées à la section 2.6.3.

3.2.1 RÉSULTATS DE LA SIMULATION

La illustre, à différents temps, les éléments du modèle lors de la fermeture du corset (vue PA). La première itération d'équilibre (Temps=2) représente le corset entièrement ouvert où aucune contrainte interne n'est présente dans les éléments. On peut voir que le corset est très ouvert afin d'éviter qu'il ne touche au patient (Temps=3 à Temps=5.56). On observe que les plus grandes zones de déplacement tendent à se développer autour des points d'encrage des courroies (de l'ordre de 80 mm). Des déplacements du corset sont également engendrées au niveau du bassin en raison des conditions limites appliquées (53 mm). Entre le 3^e et le dernier pas de chargement (Temps=5.56), le corset se referme de 107 mm.

Le tableau 3-4 indique, pour chaque pas de chargement, le nombre total de sous-pas de chargement non cumulé effectués lors du serrage des courroies ainsi que le nombre d'itérations d'équilibre cumulées utilisé pour résoudre le modèle. La dernière colonne indique l'état de la simulation à chaque pas de temps (convergence ou non convergence du système). Dans le cas d'une analyse statique, la notion de temps est subjective et correspond dans notre cas à un pas de chargement donné (ex :

le temps $t=1$ correspond au pas de chargement 1); chacun de ces pas de chargement (et de temps) peut être subdivisé en plusieurs sous pas de chargement (Δt).

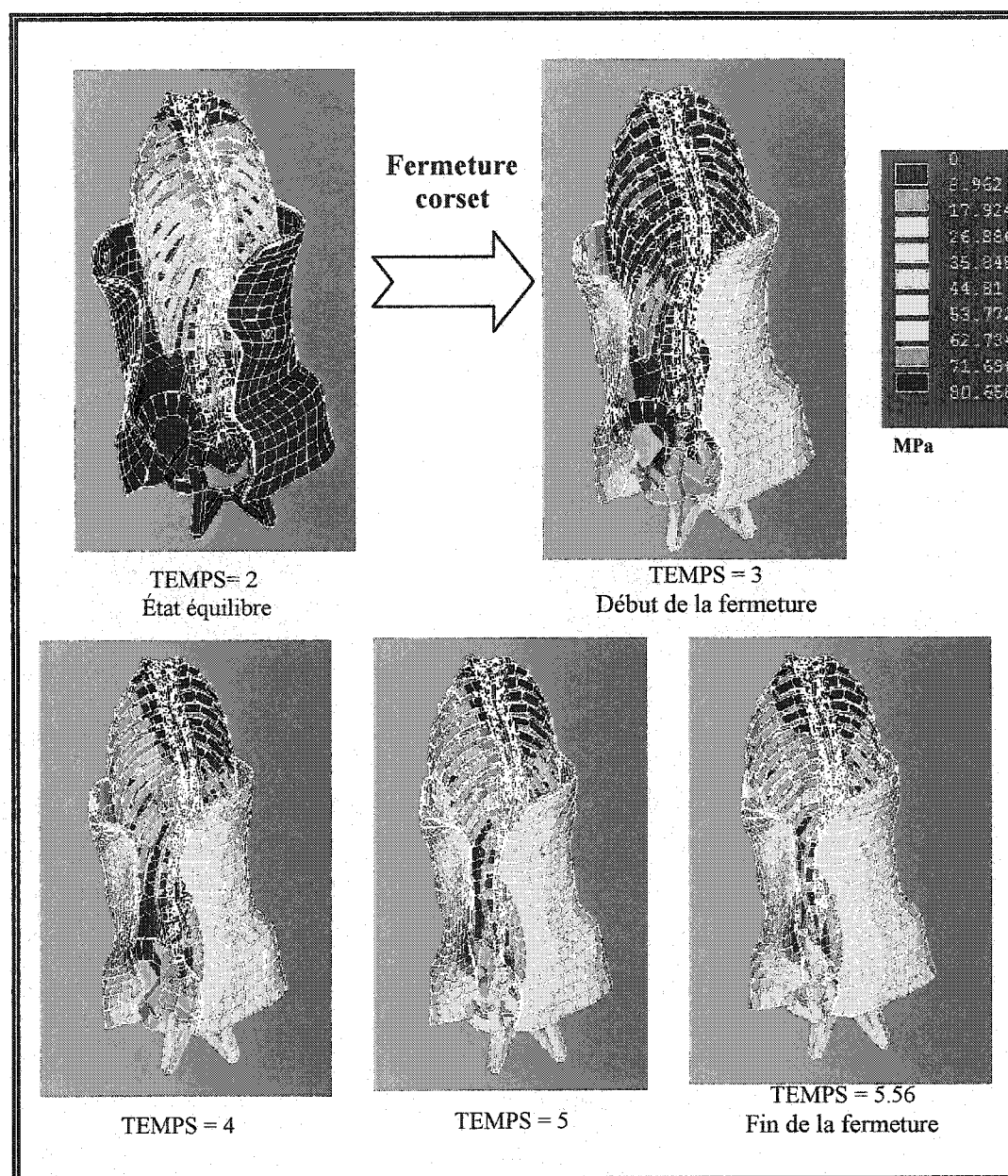


Figure 3-8: Simulation du serrage des courroies dans le traitement par corset

Tableau 3-4 : Résultats généraux de la simulation à différents pas de temps.

TEMPS	DESCRIPTION	# SOUS-PAS CHARGEMENT	# ITERATIONS EQUILIBRE CUMULÉES	ÉTAT DE LA SIMULATION
1.0	Ouverture corset	10	100	Convergence
2.0	État équilibre (corset ouvert)	24	336	Convergence
3.0	Début fermeture	47	388	Convergence
4.0	---	66	550	Convergence
5.0	---	89	1301	Convergence
5.56	Arrêt simulation	164	3430	Divergence
6.0	Condition d'arrêt	---	---	Non effectuée

La convergence du modèle a été atteinte durant les 4 premiers pas de chargement mais le modèle diverge au temps 5.56. Le dernier pas de chargement nécessaire pour atteindre la condition d'arrêt définie à la section 2.6.2.3 n'a donc pu être complété (ouverture arrière résiduelle de 35 mm). Le temps de CPU nécessaire pour solutionner le modèle est élevé, soit de 26h 48min 50s. La Figure 3-9 illustre conceptuellement les résultats présentés dans ce tableau lors de la fermeture du corset (t variant de 2 à 7). Elle permet d'observer que la distance de fermeture finale entre les points d'attache des courroies du corset est de 54.1 mm comparativement au 35 mm initialement prévu. Le pourcentage de fermeture du corset a également été calculé et est présenté au Tableau 3-5 par rapport à la condition d'arrêt désirée, celle-ci correspondant à la fermeture complète du corset autour du patient (35 mm). Le corset, durant la simulation, se referme de 85%, soit de 107 mm.

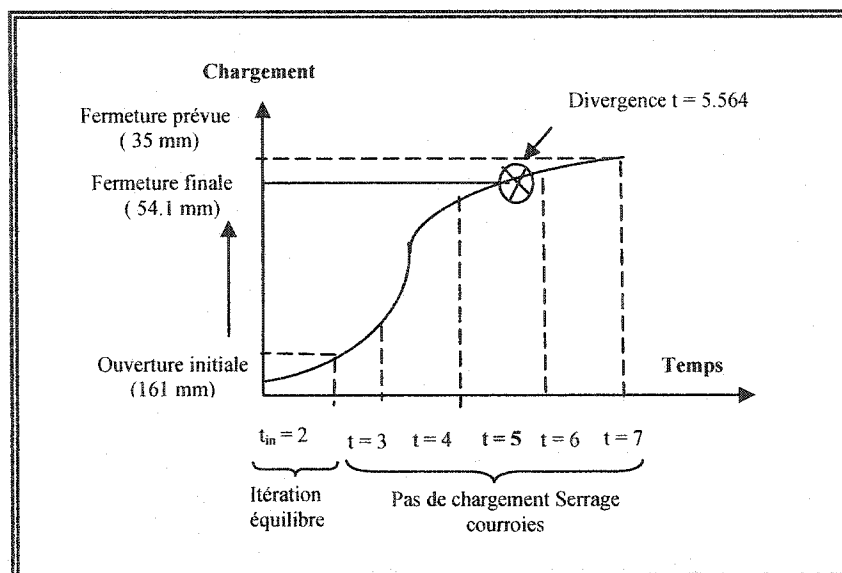


Figure 3-9 : Concept de résolution de la simulation de la fermeture du corset.

Tableau 3-5: Résultats de fermeture du corset.

Temps	Déplacement imposé (mm)	Distance entre les courroies (mm)	% fermeture
2.0	État équilibre	161	0 %
3.0	15	131	23.8%
4.0	30	100	48.4%
5.0	45	71	71.4%
5.564	60	54.1	84.9%

3.2.2 RÉSULTATS GÉOMÉTRIQUES

Suite à ces simulations, les résultats de différents indices géométriques ont été calculés. La Figure 3-10 illustre, à différents pas de temps, le comportement de la colonne vertébrale et du bassin. On observe un redressement de la colonne vertébrale

et une rotation du bassin. Les nœuds du bassin et de la colonne au niveau de la courbure subissent des contraintes de l'ordre de 40 MPa au niveau de l'apex thoracique droit et de 35 MPa au niveau du bassin dues aux déformations engendrées et aux conditions limites imposées.

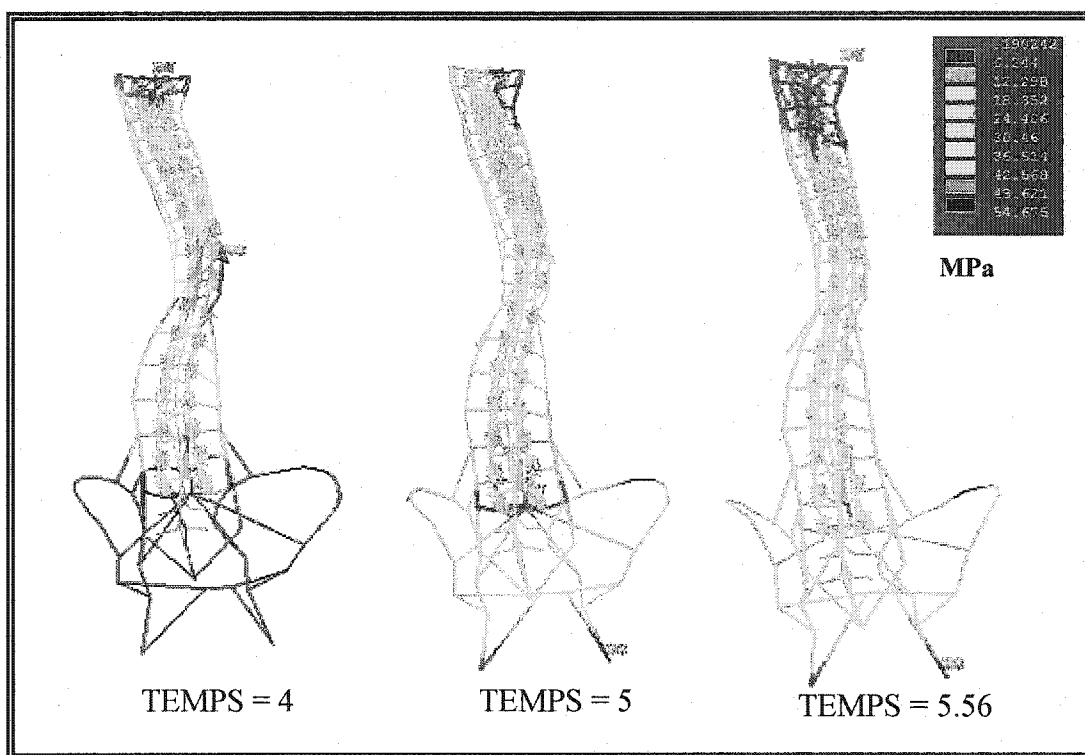


Figure 3-10: Contraintes dans la colonne vertébrale et le bassin à différentes étapes de la simulation.

La Figure 3-11 présente la position des vertèbres dans les plans coronal (plan yz), sagittal (plan xz) ainsi que la rotation axiale selon l'axe des z obtenues à l'aide des simulations (modèle contact). Ces courbes sont comparées, dans le repère spinal, à celles obtenues à l'aide du modèle de Petit et coll. (1998) ainsi qu'aux mesures de reconstructions 3D du patient reconstruit dans son corset (AC) et sans son corset (SC).

Dans le plan coronal, on constate tout d'abord que malgré l'écart avec les résultats cliniques avec corset, le modèle simule adéquatement le redressement de la colonne dû au port du corset. Au niveau de l'apex thoracique particulièrement, les résultats sont 2mm plus près que ceux obtenus avec le modèle des forces.

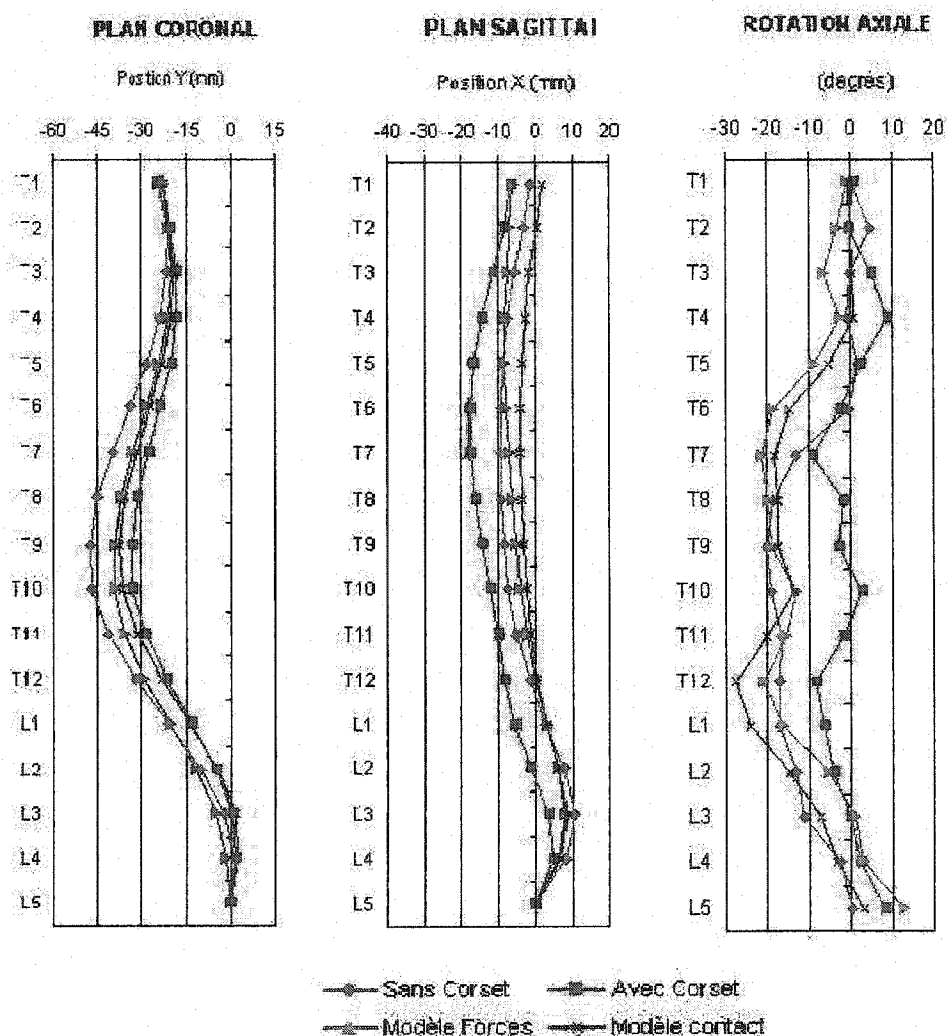


Figure 3-11 : Courbes spinales et rotation axiale lors des simulations.

Dans le plan sagittal, un déplacement important des vertèbres vers l'arrière est observé, particulièrement au niveau thoracique (8mm). Les résultats sont comparables à ceux obtenus avec le modèle des forces au niveau thoracique alors que de meilleurs résultats sont obtenus au niveau lombaire. Finalement, les résultats obtenus en rotation axiale à l'aide du modèle développé dans ce travail (modèle contact) se rapprochent davantage des mesures reconstruites en 3D avec corset que des résultats du modèle des forces, même si une différence de 16.5 degrés à l'apex thoracique a été observée. D'autres indices géométriques ont également été évalués et sont présentés au Tableau 3-6.

Tableau 3-6: Comparaison des angles de Cobb et des angles de cyphoses et lordoses obtenus pour les mesures de reconstructions 3D et pour les modèles de simulation (pour les courbures sagittales, (+) = dirigé vers l'avant).

	Angles de Cobb				Courbures sagittales	
	Thoracique	apex	lombaire	apex	cyphose	lordose
Mesures de reconstructions 3D Sans Corset	40°	T10	29°	L3	14°	-33°
Mesures de reconstructions 3D Avec Corset	31°	T10	16°	L3	13°	-25°
Modèle Forces	30°	T10	23°	L3	-1°	-23°
Modèle Contact	32°	T10	26°	L3	6°	-19°

Tableau 3-7 : Comparaison des indices géométriques obtenus pour les mesures de reconstructions 3D et pour les modèles de simulation.

	Orientation plan de déformation maximale				Rotation axiale à l'apex		Gibbosité
	Cobb thoracique	plan	Cobb lombaire	plan	thoracique	lombaire	transverse
Mesures de reconstructions 3D Sans Corset	41°	15°	-44°	49°	-19°	-11°	-14,2°
Mesures de reconstructions 3D Avec Corset	31°	14°	-29°	58°	3°	0°	-6,8°
Modèle Forces	29°	-5°	-32°	44°	-25°	7°	0°
Modèle Contact	32°	8°	-31°	35°	-14°	-21°	-12°

Ces deux tableaux ci-dessus indiquent tout d'abord que les apex ont été obtenues aux mêmes vertèbres. On observe également que les résultats de mesure de l'angle de Cobb obtenus à l'aide du modèle contact sont comparables aux mesures de reconstruction 3D obtenues avec corset et à l'aide du modèle des forces. Toutefois, le modèle corrige moins la courbure au niveau lombaire (26°) que le modèle des forces (23°). Dans le plan sagittal, la courbure du patient sans corset présente une cyphose de 13,6° et une lordose de 33°. Lors du port du corset, la cyphose diminue légèrement mais on observe surtout une diminution de la lordose. Les simulations effectuées à l'aide du modèle contact entraînent une sur-correction de 8° de la cyphose et de 14° de la lordose. Toutefois, le modèle des forces sur-corrige davantage la cyphose, provoquant même une certaine lordose. Au niveau de la gibbosité transverse, on observe un début de correction de 2° avec le modèle contact (de -14° à -12°).

3.2.3 RÉSULTATS MÉCANIQUES

Cette section présente les résultats mécaniques obtenus lors de la simulation du traitement par corset. Les forces de réaction aux conditions limites ainsi qu'à l'interface patient-corset ont été calculées et comparées avec les résultats du modèle des forces et les mesures expérimentales de pression.

3.2.3.1 FORCES DE RÉACTION AUX CONDITIONS LIMITES

Le tableau 3-8 présente, pour le dernier pas de chargement, les forces de réaction obtenues aux conditions limites du modèle, soit en T1 et aux 4 noeuds du bassin où $F_z=0$ (ischions et crêtes illiaques).

Tableau 3-8: Forces de réaction aux conditions limites en T1 pour le modèle contact.

Description	# noeud	Fx (N)	Fy (N)
Centre corps vertébral	1000	251,38	-84,62
Centre pédicule gauche	1107	-140,46	-188,77
Centre pédicule droit	1207	-112,62	249,03

Tableau 3-9 : Forces de réaction aux conditions limites du bassin pour le modèle contact.

Noeuds bassin	FX (N)	FY (N)	FZ (N)
Ischions	151,7	-102,0	-648,5
(19680, 19780)	215,4	45,24	-774,2
Crêtes illiaques	-185,9	-283,7	543,6
(19819, 19919)	-238,6	319,4	838,5

Puisque la vertèbre T1 est libre de se déplacer selon l'axe des Z, le déplacement vertical des nœuds de celle-ci lors de la fermeture du corset est illustré à la Figure 3-12. On observe un redressement graduel de la vertèbre T1 de 3.2 mm selon z au niveau du centre du corps vertébral (nœud 1000). C'est au centre du pédicule droit que l'on remarque le déplacement le plus élevé. Les résultats obtenus au dernier pas de chargement ont par la suite été comparés à ceux du modèle des forces où les conditions limites sur T1 étaient identiques (Figure 3-13) et des résultats similaires ont été obtenus. On observe toutefois un déplacement de 0.3 mm de la vertèbre T1 dans le cas du modèle contact (0.3 mm au centre du corps vertébral) lors du dernier pas de chargement.

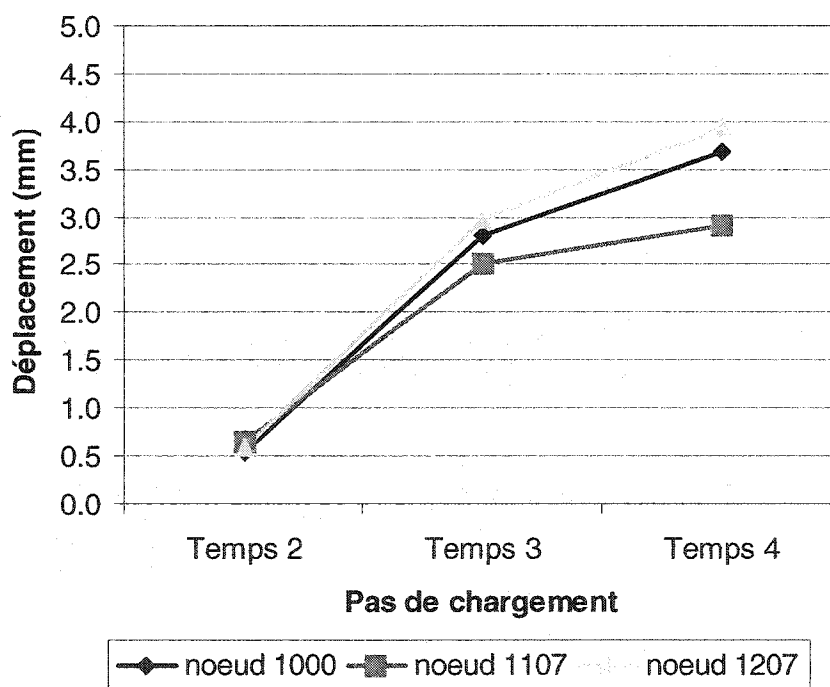


Figure 3-12: Déplacement selon Z de la vertèbre T1 selon le pas de chargement.

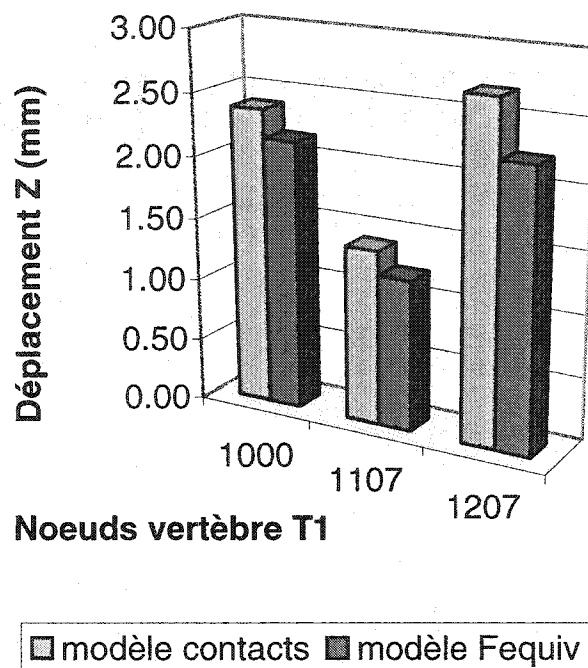


Figure 3-13 : Comparaison des déplacements selon Z de la vertèbre T1 au dernier pas de chargement du modèle contact vs modèle (F equiv).

3.2.3.2 FORCES DE RÉACTION À L'INTERFACE ENTRE LE PATIENT ET LE CORSET

Lors du serrage des courroies, certains contacts sont activés lorsque le corset touche au patient. La

Figure 3-14 illustre l'évolution du nombre de contacts activés lors de la simulation. On observe qu'à partir du 3^e pas de chargement, 4 contacts sont activés au niveau thoracique droit. Par la suite, leur nombre augmente pour atteindre un total de 46 contacts à la fin de la simulation.

On peut ainsi comprendre l'effet graduel du serrage des courroies du corset sur le patient: au premier pas de chargement (temps 3), le corset pousse sur la cage thoracique au niveau TD postérieur et les 4 premiers contacts sont activés, ce qui

entraîne un redressement de la courbure thoracique droite à l'apex. Sous l'effet de cette contrainte, la cage thoracique et la colonne se déplacent latéralement vers la gauche et lorsque le serrage des courroies est suffisant, le corset entre en contact avec les côtes du patient au niveau thoracique postérieur gauche, activant ainsi des contacts supplémentaires.

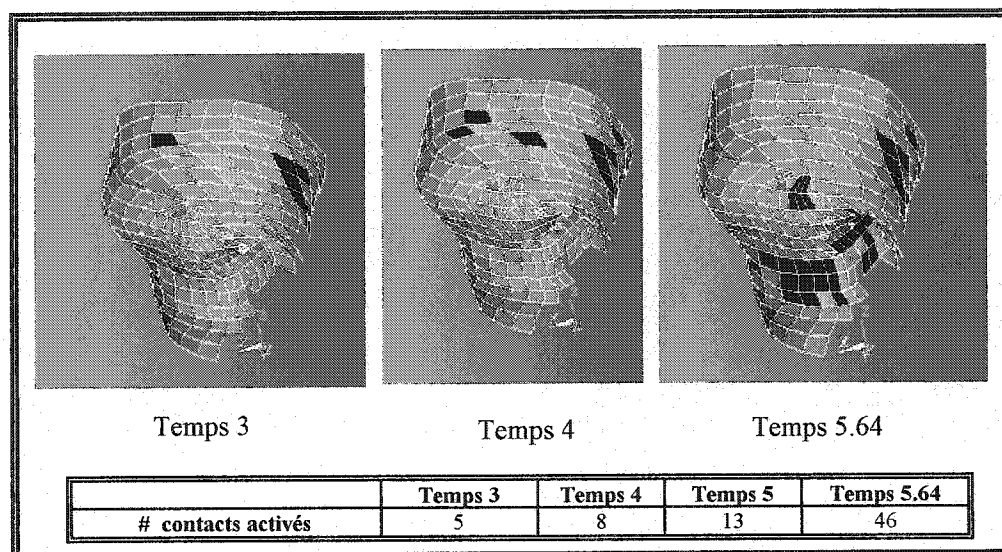


Figure 3-14 : Évolution du nombre de contacts activés (vue oblique) à l'interface patient-corset.

Les résultats de simulation obtenus au dernier pas de chargement permettent d'obtenir la localisation des noeuds où les forces de réaction à l'interface entre le patient et le corset sont les plus élevées (au contact), ainsi que les valeurs correspondantes de ces forces. La Figure 3-15 illustre les différentes régions qui entrent en contact ainsi que la localisation des zones où les forces de réaction sont élevées. On observe à l'aide des vues PA et AP que les sites où les contraintes sont élevées correspondent respectivement au niveau postérieur droit (côtes T9 et T10) ainsi qu'au niveau antérieur gauche et sont de l'ordre de 50 MPa. La Figure 3-15

indique également que ces zones de contraintes élevées sont principalement localisées au niveau thoracique gauche et droits ainsi qu'aux points d'attache des courroies où l'on retrouve une importante concentration de contraintes. Ces zones de pression correspondent aux noeuds de contact où l'on a pu observer les forces de réaction les plus élevées. Ces valeurs, ainsi que leurs localisations, ont été mesurées et comparées au modèle de forces et sont présentées au Tableau 3-10.

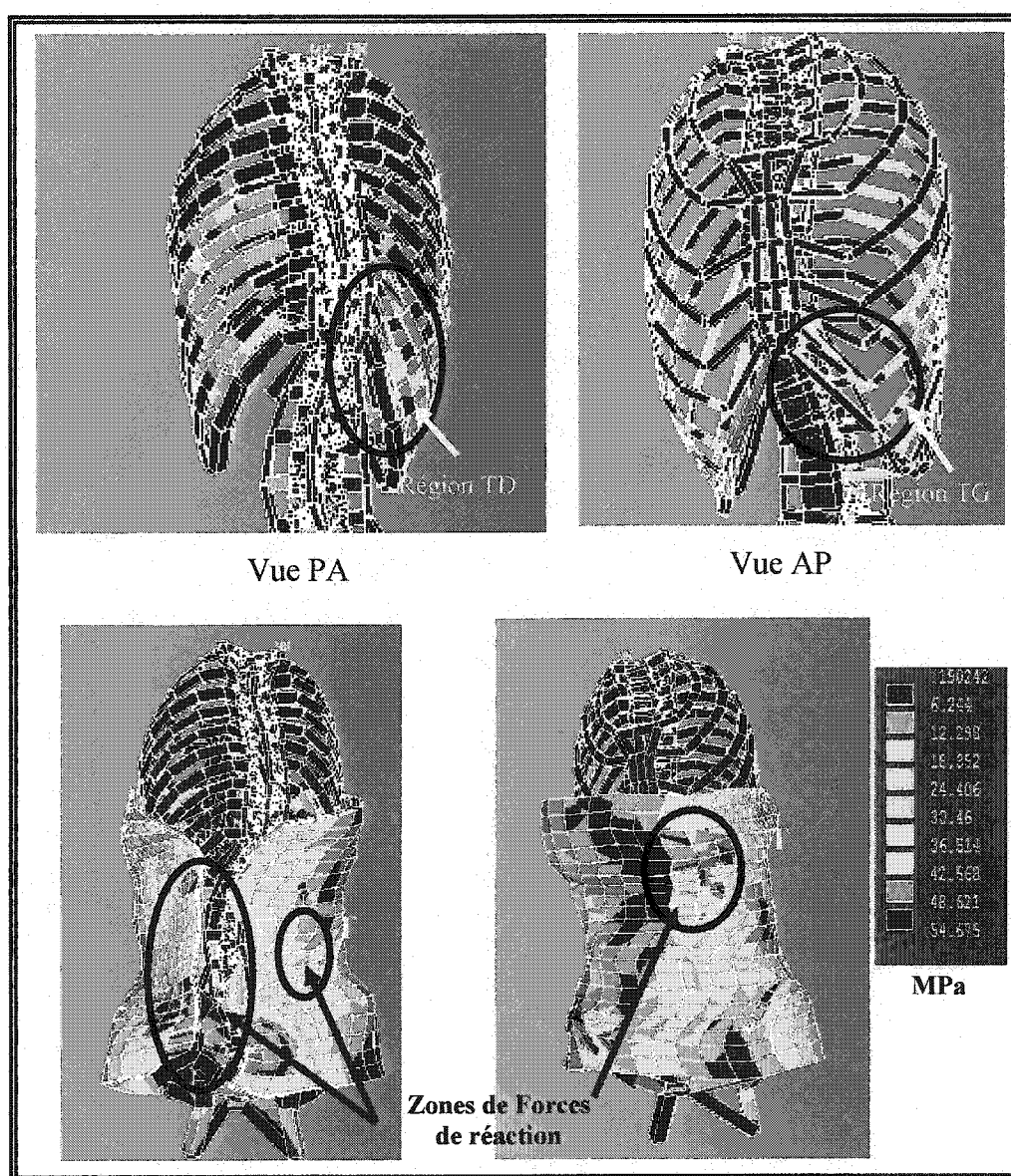


Figure 3-15 : Zones de pression élevées (contacts).

Tableau 3-10: Forces et lieux d'application pour les modèles contact et forces.

	Force TD	Nœud TD	Force TG	Nœud TG
Modèle contact	56N	9734	14N	7638
Modèle Forces	90N	9734	12N	8635

La Figure 3-16 permet de visualiser en 2-D les zones de pression mesurées sur le patient à l'aide de la matrice de pression (Modèle Forces). On observe une force de 90N au niveau du coussinet thoracique droit, une force de 12 N au niveau du coussinet thoracique gauche et d'importantes zones de pression au niveau de l'abdomen. Les forces résultant de ces deux dernières zones de pression ne sont pas utilisées à titre de comparaison puisque l'abdomen n'est pas modélisé dans le modèle contact.

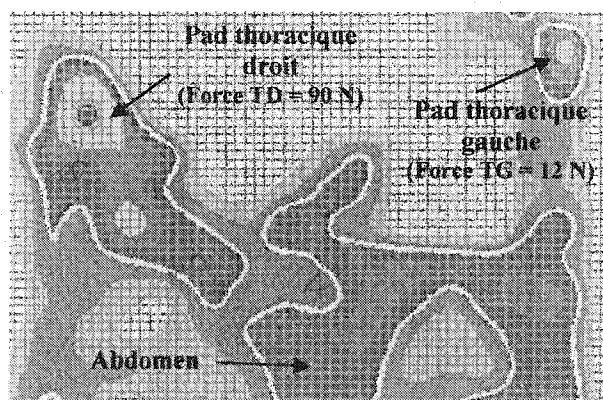


Figure 3-16: Représentation de la matrice de pression en 2D

CHAPITRE 4 : DISCUSSION

Ce chapitre a pour but de discuter de la validité des résultats obtenus et de la méthodologie utilisée afin d'être en mesure de conclure sur les forces et les limites du modèle.

4.1 ANALYSE DES RÉSULTATS DU BANC D'ESSAIS

Les résultats du banc d'essais (section 3.1) permettent tout d'abord de constater que l'utilisation de l'élément de contact 49 se révèle un choix plus avantageux que le contact 173 pour les raisons suivantes. Tout d'abord, ce type de contact permet d'obtenir des résultats plus précis (erreur de 2%) que pour le contact 173 (erreur de 15%), un temps de convergence moins élevé (2.2 s vs 7.5 s pour un maillage de 8 éléments) et une moins grande pénétration. Cette différence peut s'expliquer par le fait que dans le cas du contact 49, dès que le noeud de l'élément poutre détecte la surface cible, la convergence est atteinte. Ainsi, seules quelques itérations sont nécessaires pour résoudre le problème. Dans le cas du contact 173, plusieurs points d'intégration de Gauss sont créés sur la surface de contact et utilisés comme points de détection. Un nombre plus élevé d'itérations est ainsi nécessaire pour calculer la déformation de la surface de contact et de la surface cible. De plus, puisque le temps de convergence se stabilise à 2.2 s pour le contact 49, le maillage peut être raffiné sans que le temps de convergence n'augmente considérablement ($t=2.0$ s pour 4 éléments vs 2.7 s pour 16 éléments). Le contact 49 présente également un autre avantage important, soit une utilisation simplifiée des éléments existants de côtes et les surfaces internes du corset. Bien que l'avantage du contact surface-surface 173 présente un contact flexible, son utilisation nécessiterait toutefois deux étapes supplémentaires : le raffinement des éléments de côtes et la création d'une enveloppe autour des côtes, composée d'éléments de type brique ou coque.

Les résultats des deux bancs d'essais ont également permis de confirmer l'influence, même pour un petit modèle, du choix de la valeur de rigidité de contact sur les différents paramètres. Idéalement, une rigidité de contact K_n plus élevée (30 000 MPa) aurait été souhaitable afin d'augmenter la précision des résultats et de diminuer la pénétration mais le temps de la simulation aurait été beaucoup trop important dans le modèle global, particulièrement pour un maillage raffiné. En guise de compromis, une rigidité K_n de 10000 MPa a été choisie, ce qui permet d'éviter une pénétration trop importante ($3\mu\text{m}$) et de minimiser le temps de la simulation (2.2 s); de plus, ce choix permet d'obtenir des résultats proches des valeurs théoriques (erreur de 2%).

Les résultats du banc d'essais démontrent aussi qu'un maillage relativement grossier (8 éléments du corset) est suffisant pour optimiser les paramètres suivants : le temps de convergence, la pénétration et l'erreur relative par rapport aux résultats théoriques. La pénétration est quand à elle beaucoup plus influencée par la valeur de K_n choisie que par le degré de raffinement du maillage. Contrairement aux autres paramètres qui tendent à converger à partir d'un certain degré de raffinement, le temps de convergence est particulièrement sensible au degré de raffinement de maillage. L'utilisation d'un plus grand nombre d'éléments entraîne une augmentation du nombre de degrés de liberté dans le système et par conséquent, augmente la taille de la matrice. En raison du nombre d'opérations plus élevé, le temps de la simulation augmente également.

L'analyse des résultats permet également de s'assurer de la possibilité de déplacer le corset (surface cible) vers les éléments des côtes du patient (contact) sans que les résultats ne soient grandement affectés (moins de 2% de différence), ce qui permet de représenter adéquatement l'installation du corset sur le tronc. Il a aussi été démontré que la localisation du point de contact sur l'élément cible influence peu les résultats (moins de 3% d'erreur).

Toutefois, les résultats ont révélé que la forme des éléments est un facteur important à considérer dans le modèle: un facteur de forme trop petit cause une erreur de plus de 8% pour un ratio de 0.25 et risque d'entraîner des problèmes de convergence. Les conclusions de cette analyse ont été appliquées lors du maillage du corset (section 2.3) où un facteur de forme proche de 1 a été utilisé afin d'éviter la distorsion des éléments. La prochaine section présente l'analyse des résultats des simulations du traitement par corset.

4.2 ANALYSE DES RÉSULTATS DES SIMULATIONS AVEC LE MODÈLE CONTACT

Lors de l'ouverture du corset, un déplacement a graduellement été imposé aux points d'attache des courroies ($\Delta=5\text{mm}$) jusqu'à ce que le tronc se retrouve entièrement à l'intérieur du corset et les nouvelles coordonnées du corset résultant de ces déplacements cumulés ont été calculées. Afin de simuler le dernier pas de chargement à partir de la nouvelle géométrie du corset entièrement ouvert, les déplacements cumulés (80mm) obtenus lors de l'étape d'ouverture du corset ont dû être remis à zéro et les contraintes internes générées dans le corset éliminées. Ceci constitue une limite du logiciel Ansys 5.7. Le rajout de ces contraintes comme chargement initial lors de la fermeture du corset aurait contribué à réduire les déformations observées dans les éléments du corset près des points d'ancrage des courroies et aurait permis de solutionner en partie les problèmes de convergence des simulations. Une nouvelle option dans la version Ansys 7.0 permet le rajout de ces contraintes en tant que chargement. Bien que le facteur de forme a été mesuré à 0.1 dans certains éléments, l'erreur relative a augmenté de plus de 6% lorsque le facteur de forme passe de 1 à 0.25 (Tableau 3-3). De plus, les déformations importantes qui ont été observées autour des points d'ancrage des courroies ont engendré de grandes concentrations de contraintes locales. Des tests effectués postérieurement sur le

modèle lors de l'ouverture du corset ont en effet démontré que la répartition des tensions sur 2 points ou 3 points d'attaches répartit les contraintes sur un plus grand nombre de nœuds et évite ces grandes concentrations de contraintes. Cependant, il s'agit d'un effet local et outre les problèmes de convergence, il comporte peu de répercussions sur les résultats de la simulation.

En examinant de façon détaillée les résultats de la simulation aux différents pas et sous-pas de chargement (résidus, critères de convergence...), on peut conclure que de nombreuses bisections ont été effectuées, particulièrement lors du dernier sous-pas de chargement où 5 bisections ont été effectuées. Ces bisections ont augmenté considérablement le temps de la simulation car l'incrément de temps Δt a été divisé en deux à chaque bisection et a diminué jusqu'à une valeur de 0.1×10^{-6} , valeur limite inférieure pour laquelle le système cesse d'effectuer des bisections. Lors de ce dernier sous-pas de chargement, à $t = 5.56$, le nombre d'itérations maximales de 400 a été atteint, provoquant l'arrêt de la simulation. De plus, on a pu observer lors des 2 derniers pas de chargement que les critères de convergence du déplacement et du moment étaient rapidement atteints alors que le résiduel du critère de force oscillait, ce qui implique que les valeurs des forces de réaction aux points de contacts ne convergent pas vers une valeur précise. La trop grande rigidité de la cage thoracique, en particulier les côtes et le lien costo-vertébral, peut ainsi avoir un impact sur la convergence. Lors du dernier sous-pas de chargement, le résiduel a augmenté de 0.2095 à 2.111, faisant diverger la solution. Ce phénomène s'explique par le fait que les non-linéarités présentes jouent un rôle de plus en plus important à mesure que la solution progresse : les déformations induites dans les éléments sont de plus présentes dans le modèle et le nombre de contacts activés augmente considérablement à partir du 3^e pas de chargement.

Plusieurs essais ont été effectués afin d'améliorer la convergence du modèle. Par exemple, différents solveurs ont été testés, certains utilisant une méthode de

résolution itérative plutôt que directe, et des essais ont été effectués avec un pas de temps très petit et des critères de convergence de l'ordre de 15% sans pour autant aider à la convergence du système. Différentes rigidités de contact ont également été testées ($K_n = 200$ à $10\,000$ MPa) afin de s'assurer que celles-ci ne soient pas trop élevées pour repousser les surfaces qui entrent en contact, ni trop faibles pour engendrer une trop grande pénétration. L'utilisation du contact point-surface semble ainsi comporter certaines limites, particulièrement dans le cas de modèles impliquant un comportement rigide des éléments (cage thoracique, couche rigide du corset).

Les récents développements inclus dans la version 7.0 d'Ansys laissent envisager que l'utilisation du contact 173 (surface-surface), plus développé, plus simple d'utilisation, nécessite la création d'un moins grand nombre d'éléments et rapproche automatiquement les surfaces entre elles afin qu'elles soient initialement en contact. Il implique également une meilleure détection de l'interférence initiale et un meilleur post-traitement des résultats et comporte un plus grand nombre de paramètres sur lesquels jouer. Afin de simplifier le modèle, la modélisation de la couche de tissus mous a été effectuée directement sur les éléments de la couche interne du corset. Pour représenter plus adéquatement la réalité, cette couche devrait, lors de travaux futurs, être créée directement sur les éléments des côtes du patient. En définissant la couche des tissus mous directement sur les éléments de côte et les éléments de contact entre les tissus mous et le corset, l'utilisation de l'élément surface-surface 173 serait tout à fait approprié et permettrait une meilleure détection des contacts et une meilleure représentation lors de la visualisation des résultats.

L'interaction entre le corset et le patient se ferait alors entre des éléments de type flexible-flexible, ce qui aiderait grandement à la convergence du modèle. Toutefois, cette méthode impose certains inconvénients puisque il y aurait perte de transfert de moments entre la couche de muscles et les éléments de côte en raison du nombre de degrés de liberté différent (3 vs 6). Dans ce cas, un travail important serait également

nécessaire pour raffiner les éléments de côtes et automatiser la création de ces éléments.

Toutefois, même si la solution ne s'est pas rendue jusqu'à la fermeture totale du corset, une solution valable a été obtenue pour une fermeture à 85%, (soit de 107 mm) puisque la colonne se redresse en suivant les courbures obtenues par reconstruction 3D avec corset. Suite aux simulations du traitement par corset, différents indices géométriques ont été obtenus et ont été comparés au modèle de reconstruction du patient dans son corset et au modèle des forces. L'analyse de ces résultats est présentée à la prochaine section.

4.2.1 ANALYSE DES RÉSULTATS GÉOMÉTRIQUES

Les résultats des indices géométriques confirment la faisabilité de cette nouvelle approche. D'un point de vue phénoménologique, on a pu observer une correction progressive de la colonne vertébrale et qui suit les principes de correction d'un corset (Patwardan et coll., 1986 ; Andriacchi et coll. 1976 ; Aubin et coll. 1996). La colonne se redresse en fonction du positionnement des coussinets. Ces résultats sont en accord avec les études menées par Watts, 1979 et White et coll., 1978 qui ont défini le rôle du thorax dans la stabilisation et dans la transmission des forces exercées par le corset sur la correction de la colonne.

Les résultats obtenus, particulièrement dans le plan coronal et en rotation axiale, sont légèrement meilleurs que ceux obtenus avec le modèle des forces (Figure 3-11). Ceci s'explique par le fait que, contrairement au modèle de forces où les forces thoraciques et lombaires sont appliquées en certains nœuds ponctuels seulement et où la localisation et l'orientation sont approximées (Petit et coll., 1998 ; Périé et coll. 2003), le modèle contact permet, par l'activation de contacts, une meilleure localisation et répartition des points de pression. Toutefois, on observe un certain

écart entre les résultats des indices géométriques obtenus lors des simulations et les mesures prises sur le patient dans son corset. Cette différence est expliquée par les facteurs suivants.

Tout d'abord, malgré le fait qu'une solution valable ait été obtenue, le corset ne s'est refermé qu'à 85% et certaines régions du corset n'ont pu entrer totalement en contact avec le patient, empêchant par le fait même un redressement complet de la colonne vertébrale. De plus, dans le cas de la présente étude, la modélisation de l'abdomen n'est pas représentée et fait actuellement l'objet d'une autre étude de Périé et coll. (2003). On a ainsi pu observer une sous-correction de la gibbosité et de l'angle de Cobb au niveau lombaire. Par conséquent, le corset ne peut transmettre les pressions engendrées au niveau de l'abdomen et au niveau lombaire aux vertèbres de la colonne. Le modèle de forces permet d'obtenir une correction un peu meilleure au niveau lombaire puisque les forces mesurées à ce niveau ont été directement appliquées sur les vertèbres. Toutefois, cette différence est minime, malgré le fait que l'abdomen ne soit pas représenté. Périé et coll. (2003) ont récemment démontré que les forces thoraciques contribuent de façon plus importante à la correction de la courbure que les forces lombaires.

Les conditions limites imposées sur le modèle jouent également un rôle important dans le redressement de la colonne. Une étude menée par Périé et coll. (2003) sur le modèle des forces a permis d'établir que les forces ne génèrent que 22% de la correction réelle de la colonne alors que les conditions limites génèrent plus de 40% de la correction observée. Cette étude suggère ainsi que d'autres mécanismes, tels que les activités musculaires, sont plus importants que les forces exercées par le corset sur le patient et contribuent au redressement de la courbure scoliotique. Ces résultats sont compatibles avec de récentes recherches sur l'augmentation de l'activité électromyographique, mesurée lors du port du corset (Odermatt et coll., 2003; Wynarsky et coll., 1991).

4.2.2 ANALYSE MÉCANIQUE DES RÉSULTATS

L'étude des forces de réaction observées en chacun des noeuds des conditions limites du modèle (Tableau 3-8 et 3-9 et Figure 3-12) permet de constater qu'un équilibre des forces de réaction dans le modèle est observé. Toutefois, en raison des problèmes de convergence, tous les éléments de contact pouvant possiblement entrer en contact n'ont pu être activés, provoquant un déséquilibre au niveau des forces passives exercées par le corset sur le patient. Puisque les forces actives ne sont pas représentées dans le système et pour que l'équilibre des forces (actives + passives) soit préservé, les conditions limites ont du être imposées en T1 et L5. En imposant les mêmes conditions limites aux extrémités de la colonne dans le modèle de forces et en comparant les résultats, on observe un redressement plus important de T1 dans le modèle contact, ce qui explique en partie le redressement plus important de la colonne à la figure 3-11. Les conditions limites semblent ainsi avoir été bien définies dans ce modèle. L'imposition de conditions limites différentes (i.e. encastées en T1 et L5) aurait entraîné une moins grande correction de la courbure scoliotique.

Pour éviter un déplacement rigide du corset, certains noeuds du corset dans la région antérieure ont été fixés en x,y,z. Toutefois, en réalité, il ne devrait y avoir aucune condition limite sur le corset puisque les 6 degrés de liberté sont bloqués par les contacts. Ces conditions limites devront être éliminées lorsque les problèmes de convergence seront solutionnés et lorsque la modélisation de l'abdomen et de l'interaction avec le bassin seront rajoutées. La friction a également été négligée entre les éléments du corset et la cage thoracique afin de diminuer le nombre de non-linéarités présentes dans le système. Une étude effectuée sur le banc d'essais du contact 49 avait permis de conclure que le rajout de la friction augmentait le temps de calcul de plus de 20% sans pour autant jouer un rôle significatif sur la précision des résultats (moins de 0.5% de différence). Toutefois, la friction devrait faire l'objet d'une étude plus poussée sur le modèle global.

L'analyse de la

Figure 3-14 permet de mieux comprendre les raisons de la divergence des résultats. Les premiers contacts s'effectuent lors du serrage initial des courroies alors que le corset entre en contact avec les côtes du patient en T10. La divergence survient lorsqu'un nombre important de contacts au niveau postérieur gauche thoracique sont activés. Même en serrant davantage les courroies, la cage thoracique semble trop rigide pour se déformer davantage. Pour vérifier cette hypothèse, il y aurait lieu de diminuer la rigidité des éléments de côtes graduellement (par 2, par 10...) afin de vérifier si les problèmes de convergence sont solutionnés. Les propriétés de la colonne et de la cage thoracique proviennent de résultats in-vivo expérimentaux et ne sont pas spécifiquement personnalisés à chaque patient. Ce problème est intrinsèque à la modélisation de tout sujet vivant et peut influencer les résultats obtenus. Une caractérisation in vivo des propriétés mécaniques spécifiques à chaque patient devrait être effectuée dans le futur, telle que suggéré par Ghista et coll. (1988) et par Petit (2002). Une modélisation non linéaire détaillée des joints costo-vertébraux a également été effectuée par Aubin (1995) et sera intégrée prochainement dans ce modèle afin de simuler de façon plus réaliste les mécanismes de transmission des charges vers la colonne.

Les mécanismes de transmission de l'action du corset vers la colonne sont actuellement peu connus. Toutefois, les contraintes internes observées à la figure 3-15 au niveau des côtes du patient indiquent que les pressions générées par le corset sont bien transférées aux côtes et à la colonne. Les concentrations de contraintes élevées au niveau des points d'attache ne sont pas représentatives de la réalité et sont principalement dûes aux conditions limites appliquées sur un seul nœud.

La Figure 3-16 illustre la localisation en 2D des zones de pression élevées observées aux niveaux thoraciques gauche et droit sur la matrice de pression. En comparant

cette figure à la Figure 3-15, on peut voir que ces zones correspondent bien à la localisation des éléments de contact activés à la fin de la simulation, particulièrement au niveau thoracique gauche. Au niveau thoracique droit, toutefois, la zone de contact n'est pas aussi grande que celle mesurée sur la matrice de pression. Le Tableau 3-10 confirme la bonne localisation de ces zones de contact par rapport aux points d'application des forces mesurées, ce qui indique un bon recalage du corset dans le repère sans corset du patient. Ce tableau indique également que les forces de réaction aux points de contact sont moins grandes que dans le modèle de forces malgré le fait que le redressement de la colonne obtenu est légèrement plus important dans le modèle contact. Cette différence peut s'expliquer par le fait qu'en raison de l'arrêt de la simulation, le corset ne s'est pas refermé à 100% et un certain nombre de contacts n'a pu être activé. Les forces de réaction observées aux points de contact n'ont ainsi pas été suffisantes pour corriger entièrement la déformation de la colonne. Toutefois, ce tableau indique que l'équilibre des forces induites par le corset au niveau thoracique n'est pas obtenu dans ce modèle tout comme dans l'étude menée par Périé et coll. (2003) où la modélisation de l'abdomen a été intégrée. Pour équilibrer le système ($\Sigma F=0$), d'autres mécanismes (forces actives) tels que les muscles et la pression intra-abdominale doivent jouer un rôle important dans le redressement de la colonne.

4.3 CRITIQUE DE LA MÉTHODE DE MODÉLISATION DU TRAITEMENT PAR CORSET

Auparavant, l'action du corset était généralement modélisée en tant que forces externes appliquées directement sur certains nœuds des côtes du patient ou sur les vertèbres de la colonne. Les études de Wynarsky et coll. (1991), d'Andriacchi et coll. (1976) et de De Giorgi et coll. (1990) portaient sur le corset de Milwaukee et non sur le corset de Boston et les efforts appliqués n'étaient pas personnalisés à chaque

patient: elles représentaient les moyennes recueillies par différents auteurs. Les études d'Aubin et coll. (1993), de Gignac (2000) ainsi que de Périé et coll. (2003) ont été effectués sur le corset de Boston. Les forces externes appliquées sur le modèle du tronc ont été déduites de mesures expérimentales prises individuellement sur chaque patient, ce qui représente une amélioration par rapport aux méthodes précédemment employées.

Le modèle utilisé dans cette étude a été proposé comme alternative à la modélisation par application de forces directes sur le tronc. Il inclut pour la première fois une représentation explicite du corset et de son interface avec le tronc. Ce modèle est plus détaillé que tous les modèles biomécaniques développés antérieurement dans le traitement par orthèses de la scoliose. Une modélisation géométrique 3D par ÉF des différentes couches du corset a été développée et personnalisée à chaque patient. La couche de tissus mous a également été modélisée directement sous la couche de mousse afin de simuler le mode de transmission des charges de la peau vers le tronc. Des éléments de contact de type point-surface ont également été intégrés pour modéliser la transmission des charges du corset à la colonne, ce qui n'avait fait l'objet d'aucune étude antérieure dans le traitement de la scoliose.

La méthode proposée représente de façon plus adéquate les efforts générées par l'orthèse sur le patient que le modèle de forces. Le modèle de forces montre que les forces appliquées par le corset (22%) apportent une faible contribution à la réduction de la courbure scoliotique. L'imposition de forces directes en un seul nœud entraîne également une importante déformation locale au niveau des éléments de côtes, ce qui suggère que le transfert des charges du corset à la cage n'était pas effectué correctement (Périé et coll., 2003). Les zones de contact obtenues à l'interface patient-corset (Figure 3-15) simulent adéquatement les différentes zones de pression obtenues à l'aide de la matrice (Figure 3-16). Au niveau thoracique gauche, l'intensité est comparable à celle obtenue à l'aide de la matrice; toutefois, au niveau

thoracique gauche, la zone de répartition des pressions mesurée par la matrice est beaucoup plus importante que lors de nos simulations, ce qui s'explique par le fait que tous les contacts ne sont pas encore activés à ce niveau.

La géométrie du corset obtenue de la technique de reconstruction 3D présente cependant certaines limites. Tout d'abord, la visibilité des fils de la matrice sur les radiographies a entraîné des erreurs sur leur identification et la reconstruction 3D. L'ajustement de la matrice de pression sous le corset peut aussi avoir entraîné certaines erreurs. Pour toutes ces raisons, la géométrie obtenue n'est pas une parfaite représentation de la surface intérieure de la mousse du corset. Cette géométrie représente en fait la matrice de pression positionnée sous le corset et non le corset en lui-même. Enfin, puisque le corset n'a pas été modélisé à son état initial mais une fois mis en place sur le patient, une simulation supplémentaire est ainsi nécessaire pour refermer le corset, provoquant ainsi des déformations importantes dans les éléments et rendant la convergence plus difficile. Dans des travaux futurs, il serait souhaitable d'obtenir la modélisation 3D de la couche externe du corset avant sa mise en place sur le patient afin d'éliminer ce problème. Des pointeurs numériques pourraient être utilisés pour reconstruire un ensemble de points représentant la forme externe du corset. L'utilisation de la géométrie 3D provenant directement du fabricant pourrait également permettre d'obtenir la forme du corset et cette technique pourrait devenir envisageable sous peu.

Les éléments linéaires de type coque utilisés pour modéliser le comportement de la couche externe et de la couche interne du corset représentent une simplification du comportement du corset. L'utilisation d'éléments quadratiques permettrait d'améliorer la convergence du modèle puisqu'un nombre supplémentaire de points de Gauss serait utilisé afin d'obtenir une meilleure détection des contacts. Pour réduire les non-linéarités déjà grandement présentes dans le modèle, les propriétés mécaniques des couches du corset ont été considérées linéaires et isotropiques.

Toutefois, les différentes couches se comportent comme des matériaux hyper-élastiques et ces propriétés devront être intégrées lors de travaux futurs. Cette hypothèse a pu causer un certain impact sur les résultats puisqu'elle entraîne un changement de rigidité dans le système. Le pourcentage de compression des éléments de la couche de mousse obtenue est moins important (de 20%) que celui mesuré expérimentalement.

Les limites imposées sur la géométrie du corset se sont ainsi répercutées sur la couche de tissus mous. La grosseur des éléments est critique pour cette couche puisqu'elle entre directement en contact avec les éléments des côtes. La définition des propriétés mécaniques et des constantes réelles telles que l'épaisseur a également été simplifiée. Une définition plus détaillée des propriétés serait recommandée en utilisant, par exemple, les propriétés mécaniques de l'étude de Bischoff (2000).

Dans l'étude menée par Périé et coll. (2003) sur le modèle des forces, le chargement a été appliquées en 3 pas de temps distincts afin de quantifier l'efficacité respective des forces thoraciques, lombaires et des conditions limites. Il serait intéressant de quantifier, de la même façon, l'effet du choix des conditions limites sur le redressement de la colonne comparativement aux déplacements imposés lors du serrage des courroies. Enfin, l'augmentation du rayon dans lequel se situe le contact (Ansys structural non linearities, 1999) ne réglerait pas le problème de convergence mais diminuerait le temps de calcul de la solution. Enfin, même si la modélisation a été effectuée sur le corset de Boston, celle-ci serait adaptable pour d'autres types de corsets rigides.

CONCLUSION

Globalement, les objectifs visés dans le présent projet ont été atteints. En effet, une modélisation tridimensionnelle par éléments finis des deux couches du corset de Boston, personnalisée à chaque patient, et les propriétés mécaniques des éléments ont été élaborées puis rendues fonctionnelles. La couche de peau a été modélisée directement sous la couche de mousse du corset mais certaines hypothèses simplificatrices ont été effectuées afin de réduire les non-linéarités présentes dans le modèle, telles que l'utilisation de propriétés linéaires isotropiques. La modélisation du corset et des tissus mous représentent un nouvel apport dans le domaine de la simulation du traitement par orthèse puisqu'aucune autre étude ne traite de ce type de modélisation.

La modélisation de l'interface entre le patient et le corset est l'élément central de ce projet. Cette nouvelle approche de modélisation permet pour la première fois d'obtenir une représentation explicite de l'interface patient-corset et permet, par conséquent, de représenter de façon plus réaliste les modes de transmission des efforts exercés par le corset sur la colonne. Pour atteindre cet objectif, deux bancs d'essais ont été effectués afin de mieux comprendre les propriétés définissant les éléments de contact ainsi que leurs avantages et inconvénients. Cette étude préliminaire a permis de déterminer que le contact point-surface était le type d'élément le plus approprié à utiliser dans le modèle global et qu'une rigidité de contact de 10 000 MPa était nécessaire pour optimiser le temps de convergence ainsi que la justesse des résultats. Dans le cadre de ce projet, une méthode d'optimisation du nombre d'éléments de contacts a été développée afin de limiter automatiquement le nombre de contacts et ainsi diminuer le temps de résolution.

Les deux premières étapes de la simulation du traitement par corset, soit la définition de la géométrie initiale et l'ouverture du corset autour du patient, ont été réalisés sans problème de convergence. Lors de la fermeture du corset autour du patient et du serrage des courroies, la convergence a été atteinte durant les 4 premiers pas de chargement mais le dernier pas nécessaire pour atteindre la condition d'arrêt n'a pu être complété. Afin de tenter de régler ces problèmes de convergence, une étude de sensibilité a été effectuée sur les bancs d'essais afin d'évaluer différentes options de solution. Cette étude de sensibilité a permis d'augmenter la fermeture du corset de 50% à 85% (107 mm). Les résultats indiquent que suite aux simulations, la colonne vertébrale s'est redressée de façon analogue à ce qui se produit généralement lorsqu'un corset est installé sur le patient. Toutefois, en raison de l'arrêt de la simulation avant le dernier pas de chargement, une sous-correction de la gibbosité et de l'angle de Cobb a été observée par rapport aux résultats expérimentaux.

En plus des objectifs précédents, ce projet a également permis d'étudier l'impact des non-linéarités sur un modèle qui contient un grand nombre d'éléments et où les déplacements sont importants. Les résultats préliminaires démontrent la faisabilité de cette approche. Ils indiquent une amélioration sur les modèles biomécaniques précédents utilisés dans la simulation des traitements orthotiques et une meilleure performance comparativement au modèle des forces au niveau thoracique.

Suite aux discussions entreprises à la section 4.2, les recommandations suivantes sont suggérées pour la poursuite de travaux futurs. Tout d'abord, la géométrie externe du corset de Boston pourrait être directement obtenue du manufacturier ou mesurée; cette géométrie pourrait également être directement reconstruite à l'aide d'un logiciel 3D tel que Pro-engineer ou Catia. La surface tridimensionnelle obtenue pourrait par la suite être transférée directement au logiciel d'éléments finis où les autres couches seraient définies par épaissement de surface. Cette méthode permettrait d'appliquer les chargements directement sur la géométrie.

La couche de tissus mous devrait être directement créée sur les éléments de côtes afin de représenter plus fidèlement la réalité. Un raffinement des éléments de côtes sera par contre nécessaire pour obtenir un maillage suffisamment raffiné. Cette couche de tissus mous devrait se poursuivre au niveau du bassin puisque ce dernier joue un rôle important dans le soutien du corset. Le rajout de l'abdomen permettrait d'obtenir une interface complète entre le tronc et le corset et de représenter les contacts manquants au niveau lombaire et au niveau de l'abdomen.

Une fois les recommandations précédentes effectuées, l'utilisation d'éléments de contact surface-surface, telle que suggérée lors de la discussion, permettrait possiblement de solutionner les non-convergences présentes dans le système. Certaines de ces recommandations ont récemment été appliquées par Périé et coll. (2003). Dans cette étude, une modélisation par éléments finis de l'abdomen a été introduite et la couche de tissus mous a été reconstruite directement autour du tronc du patient. Des éléments de contact 173 ont été utilisés pour modéliser l'interface patient-corset et les résultats obtenus ont permis d'obtenir de meilleurs résultats que le modèle de forces. Cette étude ainsi que celle de Périé (2003) suggère que d'autres mécanismes que le corset tels les muscles produisent la correction et contribuent à l'équilibre des forces à l'intérieur du corset. Cette affirmation est en accord avec l'étude menée par Odermatt et coll. (2003) qui a récemment démontré une augmentation de l'activité électromyographique sur les muscles du dos, du côté convexe des courbures lombaires, durant le port du corset de Boston. Le rajout d'une modélisation des muscles permettrait ainsi de mieux prendre en compte le rôle de ces derniers dans la correction de la colonne.

La présente étude a permis de démontrer la faisabilité et l'intérêt d'une telle approche et se veut également un banc d'essais pour le design de corsets et pour vérifier leur efficacité avant qu'ils ne soient fabriqués et pour optimiser leur

conception. La forme et le positionnement des coussinets pourraient être modifiés en fonction des résultats de simulation obtenus et les changements sur la réduction des courbures rachidiennes directement testés. La faisabilité de ce modèle ayant été montrée, ce modèle devra être validé sur plusieurs autres patients avant d'être utilisé comme méthode de prédiction. Une orthèse mieux conçue pourrait non seulement empêcher l'aggravation mais également corriger de façon plus efficace la déformation scoliotique.

RÉFÉRENCES

- 1- ANDRIACCHI T.P., SCHULTZ A., BELYTCHKO T., DEWALD R.L. (1976), Milwaukee brace correction of idiopathic scoliosis, *J.of Bone and Joint Surg.*, 58-A-6, 806-815.

- 2- ANDRIACCHI T.P., SCHULTZ A., BELYTCHKO T., GALANTE J. (1974), A model for studies of mechanical interactions between the human spine and rib cage, *J.Biomech*, 7: 497-507.

- 3- AUBIN C.E. (2000), Finite element analysis for the biomechanical study of scoliosis, *Spine: State of the art review on the ethiology of idiopathic scoliosis.*, Chapter 21, R.G.Burwell et coll., Ed., Hanley & Belfus, Philadelphia, 489-504.

- 4- AUBIN C.E., DANSEREAU J., DE GUISE J.A., LABELLE H. (1997), Rib cage-spine coupling patterns involved in brace treatment of adolescent scoliosis, *Spine*, vol. 2-6, 629-635.

- 5- AUBIN C.E., 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. Chir.*, vol. 47, no.9, 881-887.

- 6- AUBIN C.E., DESCRIMES J.L., DANSEREAU J., SKALLI W., LAVASTE F., LABELLE H. (1995), Geometric modeling of the spine and thorax for biomechanical analysis of scoliotic deformities using finite element method, *Ann. Chir.*, 49 (8), 749-761.

- 7- AUBIN C.E., LABELLE H., RUZKOWSKI A., PETIT Y., GIGNAC D., JONCAS J., DANSEREAU J. (1999), Variability of strap tension in the treatment for adolescent idiopathic scoliosis, *Spine*, Vol.24-4, 349-354.
- 8- BISCHOFF J.E., ARRUDA E.M., GROSH K. (2000), Finite Element modeling of human skin using an isotropic, nonlinear elastic constitutive model, *J.Biomech*, 33(6): 645-652.
- 9- CHASE A.P., BADER D.L., HOUGHTON G.R. (1989), The biomechanical effectiveness of the Boston Brace in the management of idiopathic scoliosis, *Spine*, vol.14-6, 636-642.
- 10- CÔTÉ B., DANSEREAU J., LABELLE H., REINECKE S.A. (1992), A method for the measurement of the Boston brace biomechanical action on scoliotic deformities. *Internal symposium on 3D scoliotic Deformities, Editions de l'Ecole Polytechnique, Montréal*, 81-88.
- 11- COCHRAN T., NACHEMSON A.L.F. (1985), Long-term anatomic and functional changes in patients with adolescent idiopathic scoliosis treated with the Milwaukee brace, *Spine*, 10-2, 127-133.
- 12- DANSEREAU J., STOKES I.A. (1988), Measurements of the three-dimensional shape of the rib-cage, *J.Biomech*, 21(11), 893-901.
- 13- 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*, 7:5:301-314.

- 14- DIETRICH M., HEDZIOR K., ZAGRAJEK T. (1991), A biomechanical model of the human spinal system, *Proc. Instn. Mech. Engrs*, 205:19-26.
- 15- EMANS, J.B., KAELIN A., BANCEL P., HALL J.E., MILER, M.E. (1986), The Boston bracing system for idiopathic scoliosis: follow-up Results in 295 patients, *Spine*, Vol. 11, no.8, 792-801
- 16- FOCARILE FA, BONALDI A, GIAROLO MA, FERRARI U, ZILIOLO E, OTTAVIANI C. (1991), Effectiveness of nonsurgical treatment for idiopathic scoliosis. Overview of available evidence, *Spine*, 16:395-4011.
- 17- GALANTE J., SCHULTZ A., DEWALD R.L., RAY R.D. (1970), Forces acting in the Milwaukee brace on patients undergoing treatment for idiopathic scoliosis, *J.Bone and Joint Surg.*, 52A(3), 498-506.
- 18- GHISTA D.N., VIVIANI G.R., SUBBARAJ K., LOZADA O.J., SRINIVASAN T.M., BARNES G. (1998), Biomechanical basis of optimal scoliosis surgical correction, *J.Biomech.*, 21(2):77-88.
- 19- GIGNAC D., AUBIN C-E., DANSEREAU J. (2000), Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model, *Eur. Spine J.*, 9:185-190.
- 20- HALL JE, MILLER ME, SCHUMANN W, STANISH W. (1975), A refined concept in the orthotic treatment management of scoliosis, *Orthot Prosthet*, 4:7-13
- 21- JIANG H., RASO V., HILL D., DURDLE N., MOREAU M. (1992), Interface pressure in the Boston brace treatment of scoliosis. Preliminary study. In:

- Dansereau j., Ed. International symposium on 3D scoliotic deformities. Montréal, *Éditions de l'École Polytechnique*, and Stuttgart: *Gustav Fisher Verlag*, 395-399.
- 22- KENNEDY J.D., ROBERTSON C.F., HUDSON I., PHELAN P.D. (1989), Effect of bracing on respiratory mechanics in mild idiopathic scoliosis, *Thorax*, vol.44, 548-53.
- 23- LABELLE H., DANSEREAU J., BELLEFLEUR C., POITRAS B. (1996), Three-dimensional effect of the Boston brace on the thoracic spine and the rib cage, *Spine*, vol. 21, no.1, 59-64.
- 24- MULCAHY T., GALANTE J., DEWALD R.L., SCHULTZ A.B., 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.
- 25- MARRAS W.S., SOMMERICH C.M. (1991), A three-dimensional motion model of loads on the lumbar spine: I. Model structure, *Hum Factors*, 33(2):123-137.
- 26- MULCAHY T., GALANTE J., DEWALD R.L., SCHULTZ A.B., 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.
- 27- MILLER J.A., NACHEMSON A.L., SCHULTZ A.B. (1984), Effectiveness of braces in mild idiopathic scoliosis, *Spine*, vol.9, no.6, 632-635.

- 28-NACHEMSON A.L., PETERSON L-E (1995), Effectiveness of treatment with a brace in girls who have adolescent idiopathic scoliosis, *J.Bone and Joint Surgery*, vol. 77-A, no.6, 815-822.
- 29-NOONAN KJ, WEINSTEIN SL, JACOBSON WC, DOLAN LA. (1996), Use of the Milwaukee brace for progressive idiopathic scoliosis, *J Bone Joint Surg Am*, 78:557-567.
- 30-ODERMATT D., MATHIEU P.A., BEAUSÉJOUR M., LABELLE H., AUBIN C.E., (2003), Electromyographic study of adolescent idiopathic scoliosis patients treated with the Boston brace, *J.Orthop. Res.*, 21(5):931-936.
- 31-OGILVIE J. (1994), Spinal orthotics. An overview, the pediatric spine: principles and practice, *S.L. Weinstein Editor, Raven Press Ltd., New York, USA*, 1787-1793.
- 32-OLAFSSON Y, SARASTE H, SÔDERLUND V, HOFFSTEN M. (1995), Boston brace in the treatment of idiopathic scoliosis, *J Pediatr Orthop*, 15: 524-527.
- 33-PATWARDAN A.G., SIPING L., GAVIN T., LORENTZ M., MEADE K.P., ZINDRICK M. (1990), Orthotic stabilization of thoracolumbar Injuries: A biomechanical analysis of the Jewett hyperextension orthosis, *spine*, vol.15, no.7, 654-651.
- 34-PATWARDAN A.G., BUNCH W.H. (1986), A biomechanical analog of curve progression and orthotic stabilization in idiopathic scoliosis, *J.Biomech*, vol.19, no.2, 103-117.

- 35-PÉRIÉ D., AUBIN C-E., PETIT Y., BEAUSÉJOUR M., DANSEREAU J., LABELLE H. (2003), Boston brace correction in idiopathic scoliosis : A biomechanical study, *Spine*, in Press.
- 36-PÉRIÉ D., AUBIN C-E., LACROIX M., LAFIN Y., LABELLE H. (2003), Biomechanical modeling of orthotic treatment of the scoliotic spine including a detailed representation of the brace-torso interface, *MBEC*, in Press.
- 37-PÉRIÉ D., AUBIN C.E., PETIT Y., LABELLE H., DANSEREAU J. (2003), Personalized biomechanical simulation of the orthotic treatment in idiopathic scoliosis, *CMBBE*, In Press.
- 38-PÉRIÉ D., SALES DE GAUZY J., HOBATHO M.C. (2002), Biomechanical evaluation of Cheneau-Toulouse-Munster brace in the treatment of scoliosis using optimization approach and Finite Element method, *Method in Biomed. Eng. And Comput.*, 40 (3): 296-301.
- 39-PETIT Y., AUBIN C-E, DANSEREAU J., GIGNAC D., JONCAS J., DE GUISE J.A., LABELLE H. (1998), Effect of strap tension on the pressure generated by the Boston brace on idiopathic scoliosis patients: a preliminary study, *J.Biomech*, 31-S1:175.
- 40-ROBERTS S.B., CHEN P.H. (1970), Elaostatic analysis of the human thoracic skeleton, *J. Biomech.*, 3:527-545.
- 41-ROWE D., BERNSTEIN S., RIDDICK M., ADLER F, EMANS J., GARDNER-BONNEAU D. (1997), A meta-analysis of the efficacy of non-operative treatments for idiopathic scoliosis, *J.Bone Joint Surg Am*, 79:664-674.

- 42- SUNDARAM S.H., FENG C.C.(1977), Finite element analysis of the human thorax, *J.Biomech.*,10:505-516.
- 43- STOKES I.A.F., BIGALOW L.C., MORELAND M.S. (1986), Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis, *Spine*, 11: 213-218.
- 44- 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(6): 589-595.
- 45- STOKES L.A. (1994), Three-dimensional terminology of spinal deformity. A report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society., Working Group on 3-D terminology of spinal deformity, *Spine*, 15:19(2):236-248.
- 46- THIONG J-M., PETIT Y., AUBIN C-E., DELORME S., DANSEREAU J., LABELLE H. (2003), Biomechanical evaluation of the Boston Brace system for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis, *Spine*, in Press.
- 47- UEYOSHI A., SHIMA Y. (1985), Studies on spinal braces, *Int. Orth.*, vol. 9, 255-258.
- 48- WATTS H.G. (1979), Bracing in spinal deformities, *Orthop. Clin. North Am.*, 10:769-785.
- 49- WILLERS U, NORMELLI H., AARO S, SVENSSON O, HEDLUD R. (1993), Long-term results of a Boston brace treatment on vertebral rotation in idiopathic scoliosis, *Spine*, 18:432-435.

- 50- WONG M.S., EVANS J.H. (1998), Biomechanical evaluation of the Milwaukee brace, *Prosthet. Orthot. Int.*, 22(1):54-67.
- 51- WHITE A.A., PANJABI M.M. (1978), Clinical biomechanics of the spine, Philadelphia: J.B. Lippincott Co.
- 52- WYNARSKI G.T., SCHULTZ A.B. (1989), Trunk muscle activities in braced scoliosis patients, *Spine*, vol.14, no.12, 1283-1286.
- 53- WYNARSKI G.T., SCHULTZ A.B.(1991), Optimization of skeletal configuration: studies of scoliosis correction biomechanics, *J. Biomech.*, vol.24-8, no.12, 721-732.

ANNEXE 1 : RÉSUMÉ DES ÉTUDES PRÉSENTÉES LORS DE LA REVUE DES CONNAISSANCES

Tableau A-1: Évaluation du traitement par corsets.

Catégories	Auteurs	Résumé
Évaluation du meilleur traitement	- Nachemson et coll. (1995) - Schlenza et coll. (1990) - Rowe et coll. (1997)	- L'étude démontre l'efficacité du traitement par orthèses comparativement à l'observation et à la stimulation électrique; - Le port du corset corrige mieux la scoliose que la stimulation électrique; - Le corset est plus efficace que la stimulation électrique et l'observation dans 92% des cas;
Évaluation du meilleur type de corset	- Montgomery et coll. (1989) - Katz et coll. (1997)	- Le corset de Boston est plus efficace que le corset de Milwaukee; - Le corset de Boston est plus efficace que le corset de Charleston;
Évaluation du temps de port optimal du corset	Rowe et coll. (1997)	Le traitement par corset de 23h par jour était plus efficace que les traitements plus courts;
Efficacité du corset à long terme	- Cochran et coll. (1985); Emmans et coll. (1986); Lonstein et Winter (1994); Peltonen et coll. (1988) - Willers et coll. (1993)	- Le corset est très efficace lors du début du traitement mais la correction suit une perte progressive; - Le corset ne fait que prévenir, à long terme, la progression de la scoliose;

Tableau A-2: Approches de modélisation du tronc et de l'abdomen.

	Catégories	Auteurs	Résumé
TRONC	Modèles géométriques	• Aziz et Karara (1971) • Brown et coll. (1976) • Hindmarsh et coll (1980) • De Smett (1984) • André et coll (1994) • Dansereau et coll.(1990)	• Méthode de transformation directe utilisée pour l'étude radiographique de la colonne vertébrale et des courbures scoliotiques • Création d'un modèle 3D géométrique du patient à partir de radiographies numériques
	Modèles biomécaniques	• Andriacchi et coll (1974) • Roberts et Chen (1970); Sundaram et Feng (1977) • Dietrich et coll. (1991) • Lee et coll. (1995) • Aubin et coll. (1995); Stokes et Laible ; Lavaste et coll. (1990) et Descrimes et coll. (1995)	• Modèle global 3D par ÉF développé pour étudier la biomécanique du thorax et de la colonne. • Modèles par ÉF pour l'étude des déformations du thorax lors d'accidents d'automobile • Modèle 3D par ÉF développé de la colonne, des ligaments et muscles et de la cage thoracique et de l'abdomen, combinée à une technique d'optimisation • Modèle linéaire par ÉF 3D du tronc, de la colonne et du bassin • Modèle par ÉF 3D personnalisé au patient, développé à partir de reconstructions 3D. Les propriétés sont déduites de données expérimentales
ABDOMEN		• Dietrich et coll (1991) • Périé et coll. (2003)	• Modélisation des tissus mous de l'abdomen • Modélisation de la cavité et de la paroi abdominale à l'aide d'éléments volumiques

Tableau A-3 : Approches de modélisation de l'interface patient-corset.

	Catégories	Auteurs	Résumé
INTERACTION PATIENT-CORSET	Mesure des efforts exercés par le tronc sur le patient	• Cochran et coll (1969); Wong et Evans (1998) • Chase et coll.(1989); Jiang et coll (1992) • Côté et coll (1998) • Aubin et coll. (1999) • Thiong et coll (2003)	• Mesure des forces générées par le corset de Milwaukee à l'aide de capteurs mécaniques • Mesure des forces moyennes générées par le corset de Boston à l'aide de capteurs pneumatiques et électroniques et mesure de tensions dans les courroies des corsets • Mesure des pressions à l'interface corset-tronc à l'aide de capteurs de tension et représentation 3D de la localisation des pressions • Mesure des tensions dans les courroies du corset à l'aide de capteurs de tension pour 9 positions. • Évaluation de la relation entre la tension dans les courroies et les forces à l'interface patient-corset

Tableau A-4: Approches de modélisation de l'interface patient-corset (suite).

	Catégories	Auteurs	Résumé
INTERACTION PATIENT-CORSET	Modélisation de l'action du corset sur le patient	• Patwardan et coll (1986) • De Giorgi et coll (1990) • Aubin et coll. (1993) • Gignac et coll. (1998) • Côté et coll (1999) • Périé et coll (2003) • Périé et coll (2003)	• Modèle mathématique simulant l'application de forces moyennes transmises par le corset sur le patient • Étude des meilleures combinaisons de chargements à appliquer sur la colonne pour corriger la scoliose • Simulation de l'action des forces générées par le corset sur le modèle par EF du patient. Les déplacements résultants sont calculés • Création d'une technique d'optimisation pour déterminer la direction d'application des forces causées par le corset sur le patient • Modélisation de l'interaction à l'aide de l'imposition de déplacements aux noeuds de chaque vertèbre sur un modèle par EF du patient • Création d'un système expérimental permettant de quantifier individuellement l'effet des forces (thoraciques et lombaires) et des conditions limites appliquées sur la correction des courbures. • Simulation de l'action des forces générées par le corset *Aubin et coll., 1993) sur le modèle par EF du patient comportant le rajout d'une modélisation de l'abdomen .