



**HAL**  
open science

## **Scoliose idiopathique de l'adolescence : apport de la modélisation numérique dans le traitement orthopédique**

Jean-Philippe Berteau, Pascale Chavet, Martine Pithioux, Serge Mesure,  
Patrick Chabrand

### ► To cite this version:

Jean-Philippe Berteau, Pascale Chavet, Martine Pithioux, Serge Mesure, Patrick Chabrand. Scoliose idiopathique de l'adolescence : apport de la modélisation numérique dans le traitement orthopédique. CFM 2009 - 19ème Congrès Français de Mécanique, Aug 2009, Marseille, France. hal-03378518

**HAL Id: hal-03378518**

**<https://hal.science/hal-03378518>**

Submitted on 14 Oct 2021

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

# Scoliose idiopathique de l'adolescence : apport de la modélisation numérique dans le traitement orthopédique

J-Ph. BERTEAU<sup>a</sup>, J-Ph. PASTRE<sup>a</sup>, M. PITHIOUX<sup>a</sup>, S. MESURE<sup>a</sup>, P. CHABRAND<sup>a</sup>

a. Institut des Sciences du Mouvement (ISM) Faculté des Sciences du Sport, CP 910  
av. de Luminy F-13288 MARSEILLE cedex 09

## Résumé :

*La scoliose est une déformation tridimensionnelle du rachis dont le traitement orthopédique se traduit par le port d'une orthèse (corset). Notre étude vise à améliorer leur conception, d'une part par la réalisation et l'exploitation d'un modèle numérique squelettique du tronc et d'autre part par l'application d'efforts répartis correspondant à de nouvelles stratégies correctives. Les résultats montrent l'efficacité d'une combinaison de bandes modulables. Cette étude montre la faisabilité de notre approche de modélisation, que le modèle répond qualitativement aux efforts d'un traitement par corset et l'efficacité numérique d'une combinaison de bandes.*

## Abstract :

*Scoliosis is a spinal deformation which can be care by a brace treatment. In this study, we are going to make a focus on the most important group of scoliotic patients called "idiopathique" (= unknown origin). Most of the times, braces used the mechanical principle of three points flexion. The aim of this study is to optimize this rigid treatment. Our hypothesis is that surface loading in specific place can correct scoliosis deformation. We can evaluate this theory by a skeletal model including disc. On one hand, it requires a numerical modelling and on other hand an exploitation by testing surface loading in order to explore new strategy. Our simple modelling shows good qualitative answers for brace forces treatment. A new loading was tested this way, and the results show its numerical efficacy.*

**Mots clefs :** scoliose ; corset ; modélisation ; chargement de surface

## 1 Introduction

La scoliose est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale qui entraîne des modifications géométriques de la cage thoracique et du tronc [1]. Dans le cadre de la scoliose "idiopathique" de l'adolescent (1% à 2% de la population européenne en âge de 16 ans), une prise en charge est nécessaire dans 15 % des cas [2]. Les traitements indiqués peuvent être orthopédiques ou chirurgicaux selon l'état d'évolution de la pathologie [3]. Afin de proposer au patient un traitement adapté, le praticien dispose d'outils cliniques et paracliniques permettant l'évaluation de cette déformation. Dans la majorité des cas, la prise en charge orthopédique utilise un principe correctif de la courbure répondant au principe mécanique de la flexion trois points, c'est-à-dire un appui sur la convexité de la courbure et deux contre appui controlatéraux. Il s'agit d'une structure rigide faisant office d'appliqueur de force. Bien qu'ayant pour intention d'agir dans les trois plans de l'espace, le caractère rigide des orthèses utilisées dans le cadre de la scoliose met en avant des inconvénients [4] : une perturbation de la mobilité de la cage thoracique et de l'harmonie de son développement, une musculature paravertébrale peu ou pas sollicitée (ne permettant pas de pérenniser les corrections obtenues) et une diminution significative de la qualité de vie [5]. De plus, la rigidité du système ne permet pas l'adaptation de la correction lors de mouvement sollicitant le rachis.

Afin d'améliorer la prise en charge de ces patients, la réalisation de modélisations biomécaniques a permis d'étudier les interactions entre rachis, thorax et les tissus thoraciques, l'évolution et l'analyse des déformations scoliotiques et de simuler différents traitements [6, 7, 8]. Dans chacune de ces études, l'outil numérique utilisé est adapté à son objectif. Gignac [8] voulait une amélioration quantifiée des paramètres du corset de Boston, ainsi son modèle a permis d'optimiser numériquement les points d'action et les intensités d'une orthèse choisie. Ce modèle a été validé cliniquement sur 12 patientes et répondait à l'objectif

d'amélioration d'un concept mécanique existant. Il apparaît ainsi nécessaire de développer des outils numériques permettant une meilleure compréhension des mécanismes physiques qui régissent les déformations du rachis. L'application directe de ces travaux est d'une part de permettre l'analyse fine des effets des corsets à efforts ponctuels (largement utilisés dans le traitement des scolioses) et d'autre part de montrer que l'optimisation de la localisation des efforts à appliquer et de leur intensités par zone identifiées peut conduire à des modifications de la structure rachidienne considérée mieux maîtrisées. Nous allons modéliser cette action sur un rachis numérique déformé d'un sujet debout et immobile afin d'en évaluer les modifications structurelles. Ce travail de recherche vise à contribuer à la compréhension et l'optimisation des traitements orthopédiques, par la réalisation et l'exploitation d'un modèle numérique adapté du tronc.

## 2 Matériel et méthode

### 2.1 Bases du modèle (appelé « GIBO »)

Le tronc modélisé a pour caractéristiques anatomiques celle d'une patiente scoliotique pré pubère (Risser = 0 ou 1) avec indication de traitement orthopédique rigide. Les paramètres décrivant la déformation du rachis que l'on décide d'inclure au modèle « GIBO » sont : dans le plan frontal : un angle de Cobb de  $25^\circ$ , dans le plan horizontal : une gibbosité de 14 mm, dans le plan sagittal : une lordose lombaire de  $40^\circ$  et une hypocyphose ( $< 25^\circ$ ). L'ensemble de ces caractéristiques entraîne un risque d'évolutivité de la scoliose à 95% [9]. Nous faisons le choix de ne pas intégrer les côtes flottantes au modèle GIBO et nous utilisons des formes simples pour les différents éléments anatomiques. La géométrie du modèle GIBO, construite manuellement, est obtenue à partir de recoupements de données bibliographiques [10] [11] et de données issues de clichés radiographiques numériques fournis par le service du Pr. Bollini (APHM).

### 2.2 Propriétés mécaniques et géométrie

Pour construire le modèle numérique (*modèle GIBO : tableau 1*), nous utiliserons la méthode des éléments finis qui permet d'approcher la solution d'un problème de mécanique des structures à géométries complexes. La géométrie définie est importée sous Abaqus/Standard® pour définir les conditions aux limites, résoudre le problème et effectuer le post-traitement. Les caractéristiques mécaniques (modules d'Young et coefficients de Poisson) sont issues de la littérature [12] et les différentes structures anatomiques sont modélisées par des formes simples : vertèbre : disque ayant pour diamètre 2 fois celui du corps vertébral ; unité « vertèbre - disque - vertèbre » : les inclinaisons selon les axes X et Y du disque permettent de construire les courbures rachidiennes ; côte : cercle auquel on applique des facteurs d'échelles pour reproduire l'arc costal. Au total, le modèle GIBO, représenté sur le tableau 1, comporte 90406 noeuds et 70304 mailles hexaédriques.

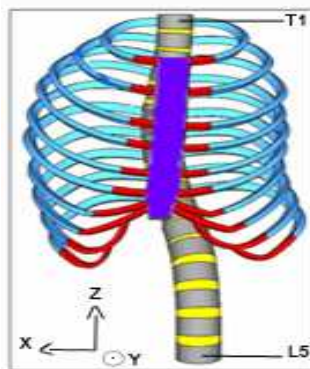


tableau 1 : modèle « GIBO »

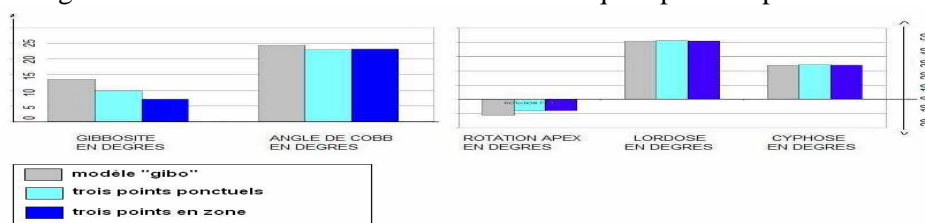
### 2.3 Les conditions aux limites et les protocoles numériques

Les conditions aux limites de type déplacement sont : sommet de T1 : un seul degré de liberté autorisé suivant l'axe Z afin de stabiliser le haut du tronc et assurer l'horizontalité du regard ; base de L5 : blocage de tous les degrés de liberté pour simuler l'enclave du corset sur le bassin. Notre modèle « GIBO » a été évalué en comparaison au modèle de Gignac [8] et les résultats montrent un comportement qualitatif similaire ce qui autorise une étude relative à l'optimisation de la correction du rachis déformé. Dans nos protocoles, le modèle « GIBO » est soumis à différentes sollicitations représentant différentes stratégies de modifications

de la structure rachidienne (tableau 2). Ces sollicitations sont appliquées sur des zones de largeur 6 cm et variables en longueur (cette largeur est usuellement considérée pour des bandes de contention) permettant de répartir les pressions sur le tronc avec pour chargement appliqué de 40N (valeur moyenne à l'interface tronc - appui correctif [13]). **Protocole 1:** Comparaison entre traitement trois points ponctuels (*combinaison A*) et trois points en zones à effort répartis (*combinaison B*) (contrôle avec modèle « sans sollicitation »): *Combinaison A* « trois points ponctuels »: Application au niveau de l'apex thoracique d'une force de 40N sur la gibbosité antérieure et une autre identique sur la partie latérale du thorax en bloquant le recul de la gibbosité postérieure (correspond au principe des traitements orthopédiques classiques). *Combinaison B* « trois points en zones »: Application des efforts identiques à la combinaison A par l'intermédiaire de zones d'effort en lieu et place des efforts ponctuels. Il est composé du *traitement 1* (couple d'efforts antéro-postérieur répartis de 40N en deux zones de directions opposées  $Y$  et  $-Y$  avec comme intention de réduire la gibbosité) et du *traitement 2* (zone latérale d'efforts répartis verticalement de 40N de direction  $-X$  avec intention de réduire l'angle de Cobb). **Protocole 2:** Analyse les deux composantes de la combinaison B (*traitements 1 et 2*) afin de déterminer l'impact correctif de chacun (contrôle avec combinaison B). **Protocole 3:** Comparaison de l'effet d'une zone verticale (*traitement 2*) et d'une zone horizontale (*traitement 3*) pour réduire l'angle de Cobb = *Traitement 2*: zone latérale d'efforts répartis verticalement de 40N de direction  $-X$ ; *Traitement 3*: zone latérale d'efforts répartis horizontalement de 40N de direction  $-X$ . **Protocole 4:** Comparaison de différentes orientations des efforts (*traitements 4 et 5*) avec pour intention de réduire la gibbosité et d'agir sur les amplitudes sagittales = *Traitement 4*: deux zones horizontales sur le cartilage au niveau des dernières côtes (40N répartis pour chaque zone avec direction variable des efforts:  $Z$ ,  $-\cos(40^\circ)Y + \sin(40^\circ)Z$  ou  $-\cos(65^\circ)Y + \sin(65^\circ)Z$ ; *Traitement 5*: une zone horizontale sur le cartilage des dernières côtes gauches: efforts répartis de 40N de direction  $-\cos(65^\circ)Y + \sin(65^\circ)Z$ . **Protocole 5:** Idem protocole 4 en changeant les intensités d'effort des *traitements 4 et 5* à 20 N **Protocole 6:** Comparaison des effets de deux zones asymétriques postérieures (*traitement 6*) et d'un harnais sur la gibbosité (*traitement 7*) avec pour intention de la corriger. *Traitement 6*: zones de 2 cm d'intensité 20 N (à gauche) et 6 cm d'intensité 40N (à droite) de direction  $Y$ . *Traitement 7*: harnais postérieur asymétrique. **Protocole 7:** Comparaison des effets des *traitements 8 et 9* sur la réduction de l'angle de Cobb et les amplitudes sagittales = *Traitement 8*: zone d'efforts répartis de 40N au niveau de l'épaule droite de direction  $-Z$ ; *Traitement 9*: deux zones d'efforts répartis, de 40N au total, de direction  $-Y$  et croisées au niveau du sternum (harnais). **Protocole 8:** Compare une *combinaison C* (*traitements 6 et 4*) meilleur résultat global obtenu par association de traitement avec le concept classique (*combinaison B* « trois points en zones » = *traitement 1 + 2*) *Combinaison C*: *traitement 6*: deux zones asymétriques postérieures + *traitement 4*: deux zones horizontales sur le cartilage au niveau des dernières côtes d'orientation  $40^\circ$  à 40 N. *Combinaison B*: *traitement 1*: couple d'efforts antéro-postérieur répartis de 40N en deux zones de directions opposées  $Y$  et  $-Y$  + *traitement 2*: zone latérale d'efforts répartis verticalement de 40N de direction  $-X$

### 3. Résultats

Les résultats du protocole 1 (graphique 1) montrent une tendance à la diminution de la gibbosité et de l'angle de Cobb pour les deux traitements. La rotation de T7 est corrélée à la gibbosité (diminution plus marquée par le traitement à zones réparties). En ce qui concerne les amplitudes sagittales (lordose et cyphose), on note une tendance à l'augmentation de courbure des deux traitements qui répondent positivement à leur objectif.

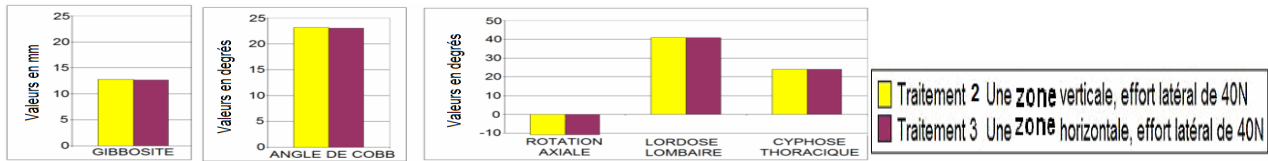


Graphique 1 – résultats du protocole 1

Le protocole 2 montre l'impact correctif des différentes zones du traitement B « trois points en zones ». Les résultats montrent que la zone à effort latéral contribue à la diminution de l'angle de Cobb et que les zones à efforts antéro-postérieurs diminuent gibbosité et rotation. On ne retrouve pas de prépondérance d'action d'une des zones sur les amplitudes sagittales. Ces traitements répondent positivement à leurs objectifs.

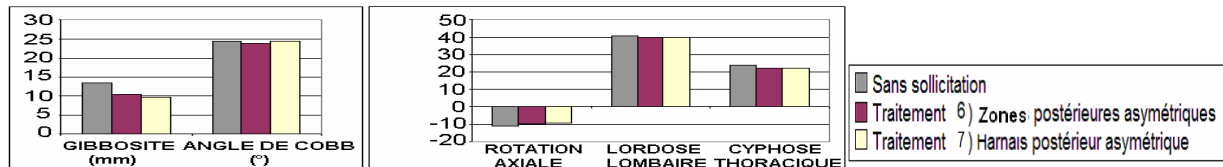
Les résultats du protocole 3 des tendances correctives similaires pour tous les paramètres (graphique 2). Les

deux traitements répondent à l'objectif de réduction de l'angle de Cobb.



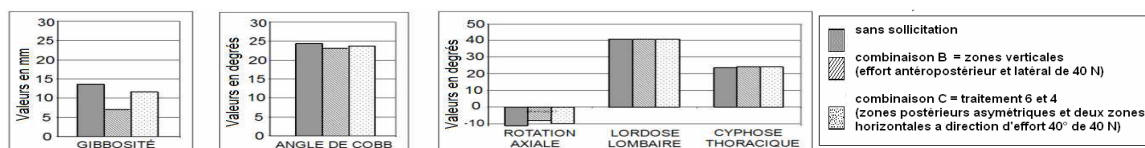
Graphique 2 – résultats du protocole 3

Le protocole 4 met en avant des tendances correctives différentes pour la gibbosité selon l'orientation des efforts appliqués par des zones positionnées au même endroit. Ces efforts symétriques sur la cage montrent qu'une action diminuant la gibbosité (effort vertical) va diminuer les courbures sagittales et qu'une action augmentant la gibbosité (effort à 40°) aura tendance à augmenter les courbures sagittales. Ces conditions symétriques entraînent des déplacements de la cage non négligeables. La latéralisation de l'effort du côté opposé à la déformation (gauche) aura une tendance à diminuer la gibbosité mais n'aura pas d'impact sur les courbures sagittales. Aucun traitement ne répond aux deux intentions. Le changement d'intensité, réalisé dans le protocole 5, diminue les amplitudes de déplacements de la cage thoracique. Par résonance, on retrouve un lissage des amplitudes correctives mais sans changement des tendances. Le protocole 6 montre que les zones asymétriques entraînent une diminution de la gibbosité ainsi qu'une tendance à la diminution de l'angle de Cobb (graphique 3). Correction identique pour le traitement par harnais postérieur. Cependant, on note un effet négatif sur les courbures sagittales des deux traitements.



Graphique 3 – résultats du protocole 6

Les résultats du protocole 7 montrent une tendance cyphosante et lordosante du harnais antérieur. Elle s'accompagne d'une diminution de l'angle de Cobb, d'une réduction de la gibbosité et d'un enfoncement de la cage thoracique (4mm). En revanche, le traitement par zone verticale diminue la gibbosité et l'angle de Cobb, mais n'a pas d'effet cyphosant. Le protocole 8 correspond à la comparaison de la meilleure association de traitement combinaison C dans un objectif global (diminution de la gibbosité, de l'angle de Cobb et augmentation des amplitudes sagittales) avec le traitement par zones reposant sur un principe correctif classique de la flexion trois points (traitement B). Ces traitements montrent des tendances correctives similaires pour les trois zones verticales et la combinaison « efforts asymétriques avec zones antérieurs » (graphique 4). Les critères principaux sont améliorés dans les deux cas. On note une tendance à l'amélioration des amplitudes sagittales. L'enfoncement du sternum pour la combinaison est de 5,4mm.



Graphique 4 – résultats du protocole 8

#### 4. Discussion

Notre objectif était de proposer un modèle squelettique de scoliose permettant d'optimiser les efforts nécessaires à la réduction de la courbure scoliose. A la place des chargements ponctuels entraînés par la structure de corsets rigides, notre approche de modification structurelle du rachis à efforts répartis utilise comme moyen des zones larges répartissant les pressions à l'interface « tronc - dispositif correctif ». Ce principe de chargement montre une réduction de la courbure initiale du rachis dans une posture debout et immobile. Le modèle développé montre la possibilité d'analyser diverses approches correctives et nous permet de discriminer les plus intéressantes. Le succès d'un traitement correctif orthopédique est lié à la réduction initiale de la courbure scoliose [14] [15], c'est pourquoi nous devons évaluer le potentiel correctif de notre principe de répartition des efforts sur les signes cliniques principaux de la scoliose (protocole 1). Pour les scoliose considérées, le modèle « GIBO » montre que le principe de trois

zones positionnées au même niveau que les trois points est aussi performant pour réduire la déformation scoliotique dans le plan frontal (angle de Cobb) et dans le plan horizontal (gibbosité), de plus l'impact sur les amplitudes sagittales est similaire. La répartition des efforts est donc une alternative au principe correctif classique trois points des corsets rigides. Afin de contrôler notre hypothèse, il faut déterminer la contribution de chacune des zones pour préciser leur impact sur les différents paramètres de la scoliose et par la suite savoir s'il existe une liberté de positionnement. Notre idée de répartition des efforts n'autorise pas de liberté de positionnement pour le couple antéro-postérieur (zones d'efforts larges pour le thorax). Ainsi, nous devons évaluer l'importance de la position de la zone latérale. Les résultats du *protocole 3* nous montrent qu'un positionnement vertical ou horizontal de la zone latérale n'a pas d'impact négatif sur son potentiel correctif de l'angle de Cobb (différence de 0,5%). Les résultats des trois premiers protocoles nous permettent d'avancer qu'une correction à zones d'effort réparties est potentiellement aussi efficace et plus modulable qu'un traitement rigide classique.

L'objectif de tout traitement orthopédique de la scoliose est de pérenniser la correction obtenue en prétraitement. L'étude de Bullmann et al. [16] sur 52 patients traités par le corset de Chêneau illustre cette difficulté. En effet, la cohorte de patients avait un angle de Cobb initial moyen de 31° corrigé à 18° pendant le traitement par corset. Toutefois, cette correction n'a pu être maintenue, l'angle de Cobb moyen est passé de 18 à 37° trois ans après l'arrêt du port du corset de Chêneau, l'indication chirurgicale pouvait alors être proposée à ces patients. Afin d'éviter cette issue, nous avons recherché l'optimisation qui permettrait de modifier la cyphose et la lordose en les rapprochant des valeurs physiologiques, prédisposant ainsi la colonne déformée à une moindre évolutivité [17]. Les résultats des protocoles quatre, cinq, six et sept, nous ont permis de dégager les tendances correctives prépondérantes de chaque zone en fonction de l'intensité et du lieu d'application. Dans l'objectif d'un traitement global il faut réaliser des combinaisons des traitements précités. Ainsi, nous avons associé les zones asymétriques du *protocole 6* avec les zones à 40° du *protocole 4* (combinaison C : « asymétriques postérieures et efforts antérieurs orientés à 40° à 40 N »). Le *protocole 8* montre que le principe trois points par application en zones et cette dernière combinaison ont des tendances correctives similaires et répondent tous les deux positivement à l'objectif correctif global. En revanche, la combinaison répond à un objectif supplémentaire : préserver l'intégrité de la zone des seins et l'espace réservé à leur développement. De plus, par opposition à une grande zone postérieure, la petite zone postérieure a pour intérêt de ne pas gêner le mouvement des scapula. Sur le plan fonctionnel, cette combinaison libère la ceinture scapulaire et le haut du thorax dans la plan antéropostérieur ; cet intérêt et à rapprocher des travaux de Biot et al. [18] qui expliquent les résultats peu satisfaisants des traitements orthopédiques pour les sujets scoliotiques de notre population cible, par la non présence de mouvements exploitables pour assurer la réduction des défauts de courbure. Ceci met en avant l'intérêt de libéralisation de la mobilité du sujet dans un objectif correctif.

Ainsi, ce principe discret, fonctionnel et respectant la morphologie évolutive de la jeune fille correspond non seulement à un positionnement correctif des structures osseuses, à un contrôle de la répartition des pressions mais aussi à une libération des espaces de mobilité du sujet. Toutefois, les résultats obtenus sont à pondérer en fonction de la biofidélité de notre construction ; en effet, le modèle par éléments finis utilisé dans cette étude possède certaines limites. Il considère seulement l'effet immédiat élastique de l'application des forces sur les patients. Il existe une relaxation des tissus lors d'applications de forces pendant de longues périodes de temps. Cette relaxation indique un changement des pressions appliquées et donc la nécessité d'un contrôle périodique. Une autre limite du modèle actuel est le mode de transmission des efforts de la cage thoracique à la colonne vertébrale, en particulier au niveau des articulations costo-vertébrales et costo-transverses. Celles modélisées dans cette étude sont des encastremements ; or un modèle plus biofidèle (prise en compte des facettes articulaires et des ligaments) simulerait une cinématique des côtes et une transmission d'effort des côtes aux vertèbres plus précises. De plus, le rôle passif des muscles n'a pas été considéré, c'est pourquoi certains groupes musculaires pourraient être rajoutés au modèle afin d'en tenir compte dans les simulations tel que présenté par Beauséjour et al. [19]. Dans l'objectif de tester notre combinaison et d'en apprécier l'impact qualitatif, un complément au modèle squelettique est également envisageable. Si on conserve l'hypothèse de Biot, il faut tenir compte de l'impact fonctionnel des différentes pièces osseuses. Pour la partie sous jacente deux études peuvent retenir notre attention ; en ce qui concerne la ceinture pelvienne, Mallau et al. [20] ont montré que le contrôle du bassin lors des mouvements de l'individu scoliotique est identique au groupe control, et pour les membres inférieurs, Chen et al. [22] concluent que la scoliose n'en affecte pas la mécanique. Ainsi, il paraîtrait judicieux de se concentrer sur les parties sus-jacentes au modèle. Ajouter les vertèbres cervicales afin de relâcher les conditions aux limites sur T1, nous permettrait d'obtenir un comportement plus réaliste du rachis et d'apprécier les interactions entre différents niveaux. Ensuite,



l'intégration du segment «tête» et de la ceinture scapulaire, permettrait de tester des traitements incluant le poids des segments sus-jacents et d'appréhender les relations segmentaires d'un sujet statique et immobile.

## 5 Conclusion

Le modèle simple qui est développé répond qualitativement aux efforts d'un traitement correctif. Cette étude montre la faisabilité de notre approche de modélisation, en comparaison aux diverses études biomécaniques du rachis scoliothique. Les différents protocoles ont permis de mettre en avant l'efficacité d'une combinaison de zones plus discrète sans perturber la fonction de la ceinture scapulaire et le développement pubertaire de la jeune fille. Il s'agit d'une modification statique de la colonne déformée par un moyen non rigide mais n'engage aucune prédiction sur le comportement fonctionnel du sujet scoliothique sous ce type de correction. Ce travail est une première étape numérique d'optimisation du contrôle des forces appliquées au rachis pour un meilleur contrôle des modifications de ses déformations.

## References

- [1] I. Stokes, Axial rotation component of thoracic scoliosis, *Journal of orthopaedic*, 7 (1989), pp 702-708.
- [2] B. Biot et P. Ribinik, Scoliose idiopathique variations autour du pronostic. Paris : Springer- ANMSR, (2003) pp 52.
- [3] C. Marty, J-L. Tassin et J-M.Vital. Les scolioses : de l'enfance à l'âge adulte. *Revue du Rhumatisme*, 71 (2004), pp103-104.
- [4] J-C Bernard, S. Jemni, M. Schneider et al., Évaluation du résultat d'un corset monocoque carbone respectant la respiration (CMCR) dans la scoliose idiopathique chez l'enfant et l'adolescent : étude rétrospective sur 115 patients. *Ann. Readapt. Med. Phys*, 48, Issue 9 (2005), pp 637-649.
- [5] V-M. Pham, B. Herbaux , A. Schill et al., Evaluation of the chéneau brace in adolescent idiopathic scoliosis *Annales de réadaptation et de médecine physique* (2007), vol. 50, no3, pp 125-133.
- [6] CE. Aubin, Finite element analysis for the biomechanical study of scoliosis (chapter 21). *Spine state of the art review on the etiology of idiopathic scoliosis*. In: Burwell RG, et al., Philadelphia: Hanley and Belfus Inc, (2000) pp 498-504.
- [7] E. Berthonnaud, J. Dimnet., Détermination rapide des paramètres caractéristiques des scolioses en vue frontale. *ITBM-RBM* 27 (2006), pp 56–66.
- [8] D. Gignac, CE. Aubin, J. Dansereau et al., A biomechanical study of new orthotic treatment approaches for the 3D correction of scoliosis. *Ann Chir* 52 (1998) pp795-800.
- [9] G. Duval-Beaupère, Threshold values for supine and standing Cobb angles and rib hump measurements : Prognostic factors for scoliosis. *Eur. Spine J.* 5 (1996) pp 79-84.
- [10] I. Stokes, J. Dansereau, MS. Moreland, Rib cage asymmetry in scoliosis. *J Orthop Res*, 7(1989) pp 599 -606.
- [11] H. Dorfmann, J. Dubousset, Scoliose idiopathique de l'enfant et de l'adulte. Paris : Elsevier, collection EMC reference (2004) pp 15–51.
- [12] J-L. Descrimes, C.E. Aubin, W. Skalli et al., Modelling of facet joints in a finite element model of the scoliothotic spine and thorax : mechanical aspects. *Rachis* 7, (1995) pp 301–314.
- [13] Y. Petit, C. Aubin, J. Dansereau et al., effect of strap tension on the pressure generated by the boston brace on idiopathic scoliosis patients : a preliminary study. *Journal of Biomechanics*, 31 (1998) pp 175-175.
- [14] C. Coillard, MA. Leroux, KF. Zabjek, et al., La réductibilité des scolioses idiopathiques dans le traitement orthopédique. *Annales de chirurgie*, 53 (1999) pp 781-791.
- [15] FP Jr. Castro, Adolescent idiopathic scoliosis, bracing, and the Hueter-Volkman principle. *Spine Journal : Official Journal of the North American Spine Society* 3 (2003) pp 180-185.
- [16] V. Bullmann, HF. Halm, T. Lerner, et al., Prospective evaluation of braces as treatment in idiopathic scoliosis. *Z Orthop* 142, (2004) pp 403-9.
- [17] M. Dufour et M. Pillu, *Biomécanique fonctionnelle* (2007) Paris : Masson
- [18] B. Biot, E. Clément et M. Lejeune, Le mouvement de la colonne scoliothique à l'âge adulte, *Ann. Readapt. Med. Phys* 47, (2004) pp 64–7.
- [19] M. Beauséjour, C-É. Aubin, A. Mitnitski et al., biomechanical modelling of motor control for the coordination of the spine during weight lifting. *Journal of Biomechanics* 31 Supplement 1 (1998) pp 138.
- [20] S. Mallau, M. Jover, G. Bollini, et al., Balance strategies during walking in young patients with idiopathic scoliosis *Gait & Posture* 21, Supplement 1 (2005) pp 86-87.
- [21] PQ. Chen, JL. Wang, YH. Tsuang et al., The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents. *Clin Biomech* 13, Suppl 1 (1998) pp 52-58.