

> La scoliose idiopathique adolescente est une maladie complexe du système musculo-squelettique, qui se caractérise par des déformations tridimensionnelles du rachis, de la cage thoracique et du bassin. Les courbures modérées sont généralement traitées à l'aide d'une orthèse thoraco-lombo-sacrée. L'article qui suit présente différents travaux consacrés, au cours des quinze dernières années, à l'évaluation biomécanique et l'optimisation du traitement orthopédique de la scoliose idiopathique adolescente. <

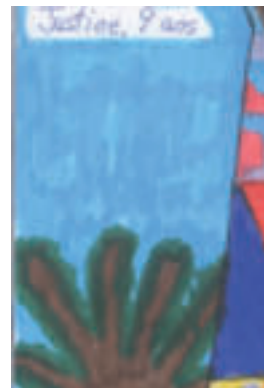


Incidence de la scoliose idiopathique adolescente et du traitement par orthèse

La scoliose idiopathique adolescente (SIA) est une maladie du système musculo-squelettique dont la cause est encore mal connue et qui se manifeste par des déformations complexes du rachis et du thorax dans les trois dimensions de l'espace et en fonction du temps. Cette maladie a une prévalence de 2 à 3 % dans la population générale ; elle affecte principalement la population adolescente féminine durant la poussée de croissance pubertaire [1]. De cette proportion, environ 10 % auront besoin d'un traitement orthopédique, soit par orthèse thoraco-lombo-sacrée (TLS) (80 à 90 % des cas) soit par une opération chirurgicale. Les orthèses TLS sont généralement portées de 16 à 23 heures par jour sur une durée variant entre 1 et 3 ans, jusqu'à la maturité squelettique. Ce traitement, qui touche donc un segment significatif de la population adolescente, comporte de lourdes répercussions physiques et psychologiques pour le patient [1] et s'accompagne de coûts importants pour la société. Il est donc primordial qu'il soit le plus efficace possible et qu'il se fonde sur des principes biomécaniques validés par une recherche scientifique.

Évaluation tridimensionnelle et optimisation du traitement orthopédique de la scoliose idiopathique adolescente

Carl-Eric Aubin, Hubert Labelle, Farida Cheriet, Isabelle Villemure, Pierre A. Mathieu, Jean Dansereau



Évaluation des déformations scoliotiques et pertinence des outils d'analyse 3D

L'évaluation des déformations scoliotiques en clinique est généralement faite par l'examen physique et la lecture des radiographies coronales et sagittales. Si la nécessité d'utiliser des méthodes de visualisation 3D pour l'étude de la scoliose est maintenant largement admise [2] elle est encore peu implantée en milieu clinique. Notre équipe de recherche a développé une technique de

C.E. Aubin, I. Villemure, J. Dansereau :
 CHU Sainte-Justine, Montréal (Québec), Canada.
 Chaire de recherche du Canada « Innovations CAO en génie orthopédique », Chaire de recherche industrielle CRSNG/Medtronic en biomécanique de la colonne vertébrale, École Polytechnique de Montréal, Département de génie mécanique, Case Postale 6079, Succursale Centre-ville, Montréal (Québec), H3C 3A7 Canada.
carl-eric.aubin@polymtl.ca
 H. Labelle : CHU Sainte-Justine, Montréal (Québec), Canada, Département de chirurgie, Université de Montréal, Canada.
 P. A. Mathieu : CHU Sainte-Justine, Montréal (Québec), Canada, Département de physiologie, Université de Montréal, Canada.
 F. Cheriet : CHU Sainte-Justine, Montréal (Québec), Canada. Département de génie informatique, École Polytechnique de Montréal, Canada.

prise de radiographies calibrées permettant de donner une reconstruction géométrique 3D des patients avec une erreur de $2,1 \pm 1,5$ mm [3]. Des repères anatomiques (6 à 20 sur chaque vertèbre, 11 le long de la ligne médiane de chaque côte, une vingtaine sur le bassin et 4 pour le sternum) sont identifiés sur ces différentes vues et un algorithme de reconstruction est utilisé afin de reconstruire en 3D la position de ces repères sur l'ossature du patient [3]. Afin d'obtenir une représentation visuelle plus révélatrice pour le clinicien, un modèle géométrique détaillé est calculé par l'ajout de primitives anatomiques détaillées (12 000 à 20 000 polygones par vertèbre ; 10 000 pour le bassin, et 500 par côte) déformées par *krigeage dual* (méthode de modélisation géométrique de déformation en forme libre) sur les repères reconstruits (Figure 1) [3,4]. L'évaluation des déformations scoliotiques est faite au moyen d'outils informatiques permettant le calcul de différents indices 2D et 3D (angles de Cobb thoracique et lombaire, rotations vertébrales axiale, sagittale et frontale, angulation frontale et sagittale des côtes, gibbosité et rayon de courbure postérieur des côtes) mesurables avec une faible variabilité [5].

La caractérisation complète des déformations scoliotiques exige également l'étude de la géométrie externe du tronc des patients. La mise en rapport des mesures de surface avec celles d'un modèle 3D interne a été effectuée et pourrait être bénéfique [6], cependant l'extraction de données cliniquement utiles reste encore un exploit à accomplir.

Prescription d'orthèses et évaluation clinique de la correction

De nombreuses orthèses TLS ont été élaborées, généralement de façon empirique, afin de réduire les déformations scoliotiques ou, du moins, d'en freiner la progression. Ces traitements ont été axés principalement sur la correction de la déviation latérale en se basant sur l'amélioration de l'angle de Cobb (métrique 2D) comme principal critère de correction. Le corset de Boston [7] est l'exemple type d'orthèse TLS : il est rapidement devenu le choix de prédilection des cliniciens en Amérique du Nord [1]. Il est ajusté sur le corps à l'aide de courroies postérieu-

res qui sont serrées de façon à ce que des coussinets d'épaisseurs et de dimensions variables appuient sur le tronc en des endroits « stratégiques » [8]. La tension des courroies est déterminée de façon empirique par l'orthésiste ou le médecin traitant [9]. De nombreuses études [8, 10] ont démontré que les orthèses TLS réussissent à modifier l'évolution de la maladie. Cependant, dans la majorité des cas (80 %), les orthèses TLS ne parviennent que rarement à corriger complètement la déformation de sorte que plusieurs auteurs ont mis en doute leur efficacité [11].

À partir d'outils de reconstruction 3D élaborés par notre équipe, nous avons entrepris des études destinées à évaluer la correction apportée par le corset de Boston sur un groupe de 40 patients scoliotiques [12]. Les résultats indiquent que ce dernier ne modifie pas significativement l'allure générale du thorax (la gibbosité) même si on constate une réduction de la scoliose dans le plan frontal. De plus, dans le plan latéral, il se produit une aggravation du dos plat (hypocyphose et hypolordose). Le corset de Boston n'a pas d'effet réel 3D puisqu'il ne produit pas d'amélioration du plan de déformation maximale, ni de dérotation du thorax et des vertèbres tout en modifiant défavorablement les courbures physiologiques responsables de la stabilité du tronc. Une étude complémentaire [13] a démontré l'existence de mécanismes de couplage entre le rachis et le thorax qui permettent d'expliquer en partie ces effets indésirables. Ces recherches nous ont amené à formuler de nouvelles hypothèses d'application de forces sur le tronc [14], ce qui a permis de développer un nouveau concept de corset 3D (SpineCor) agissant selon un principe de dérotation du tronc [15].

Analyse biomécanique de l'effet des orthèses

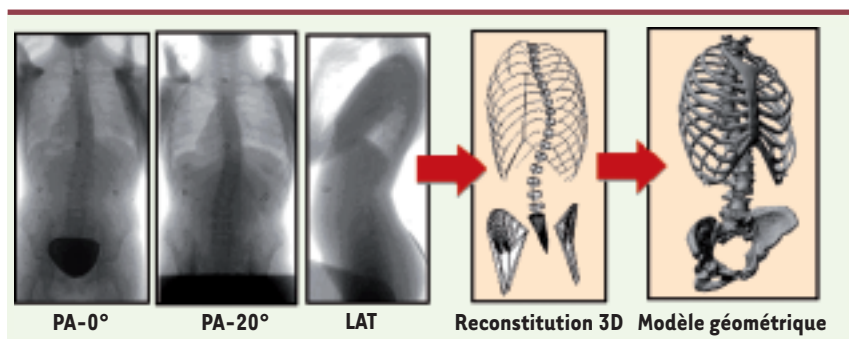


Figure 1. Prise de radiographies calibrées. Un algorithme de reconstruction 3D permet d'obtenir la position 3D de primitives associées aux structures osseuses internes (modèle filaire). Ce modèle sert de données de personnalisation pour la déformation par *krigeage dual* de primitives anatomiques détaillées afin de compléter le modèle géométrique. PA : postéro-antérieur ; PA-0° : postéro-antérieur avec tube radiologique à incidence de 0° ; PA-20° : postéro-antérieur avec tube radiologique à incidence de 20° ; LAT : latéral.

Les différents modes d'action mécanique des orthèses se résument à l'application de moments ou de forces sur le tronc [16], puisque le rachis n'est pas directement accessible. La façon dont ces efforts sont transférés au rachis pour en corriger la déformation demeure encore mal documentée [17,18]. Quoiqu'il en soit, ces études ne présentent pas la localisation des forces à l'interface orthèse-peau, ni la variation de ces forces en fonction de la position ou de l'activité des patients ; or, ces aspects sont indispensables si l'on veut comprendre la biomécanique de l'orthèse.

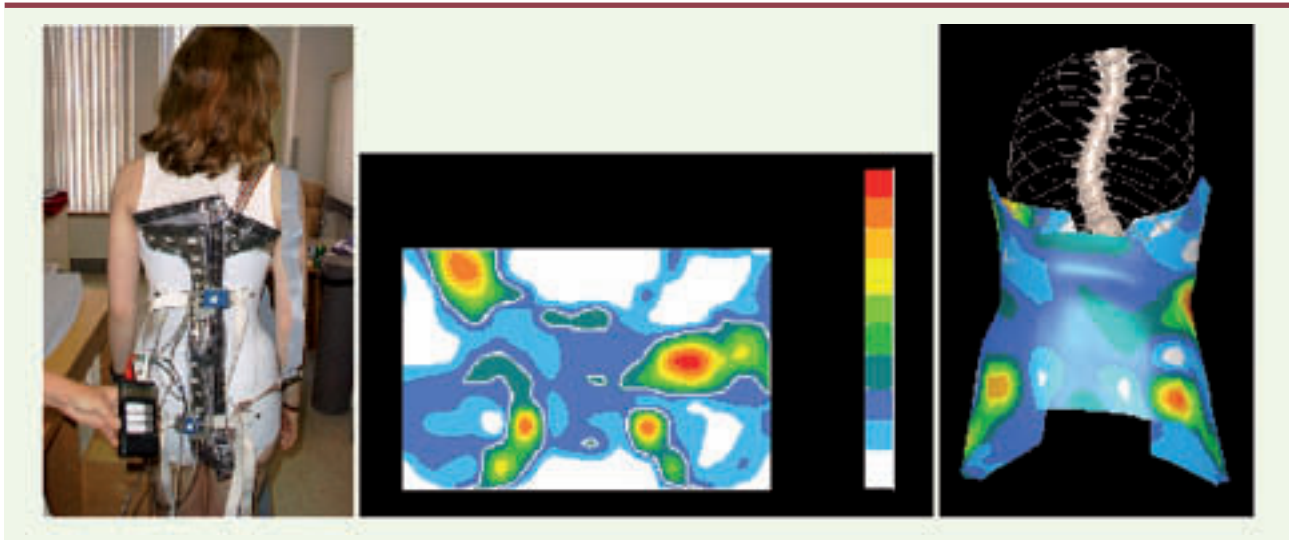


Figure 2. Matrice flexible placée sous le corset du patient et comportant 192 capteurs de pression, de même que les cellules de tensions. Les mesures sont enregistrées par un système d'acquisition (à gauche). Distribution de pression, en 2D (au centre) et en 3D superposée à la reconstruction 3D du patient (à droite).

Un système de mesure plus performant a été réalisé et validé par notre équipe au cours des 10 dernières années [19]. Quelque 192 capteurs de pression piézo-résistifs (Verg inc.) ont été montés sur une matrice en tissu flexible, afin d'épouser les surfaces courbes à l'intérieur des orthèses ; les capteurs couvraient la totalité de l'intérieur du corset (Figure 2). À partir d'un modèle géométrique surfacique de cette matrice, il est possible de détecter la localisation des zones de pression par rapport aux déformations scoliotiques du patient, l'aire de ces zones, ainsi que la force résultante qu'elles imposent [20] (Figure 2). Une étude menée auprès de 40 patients [19] a révélé la présence significative de pressions dans les zones thoracique droite (TD) et lombaire gauche (LG) comme on s'y attendait, de même que d'appuis pelviens considérables. Par contre, certaines pressions abdominales significatives ont aussi été relevées de même que des composantes TG et LD défavorables comme, par exemple, du côté opposé à la déformation des côtes (Figure 3). Ces

observations peuvent expliquer le fait qu'il n'y ait pas de correction significative et sont concordantes avec nos résultats cliniques.

Peu d'études ont été réalisées afin de mesurer les tensions dans les courroies des corsets orthopédiques [18]. Nous avons donc mis au point un système nous permettant de faire cette mesure [21] (Figure 2). Nous avons mené des analyses qui intègrent l'effet combiné des différents paramètres des corsets : emplacement et taille des sites d'appui, forces présentes, tension des courroies et correction 3D obtenue [19]. Par régression multiple, des corrélations ont été évaluées entre l'aire ou la force équivalente pour chaque zone anatomique (variables dépendantes) et les tensions mesurées dans les courroies thoracique et pelvienne (variables indépendantes). Nous sommes ainsi parvenus à mettre en lumière l'effet de chacune des courroies sur les zones de pression.

Une question fondamentale demeure toutefois, question cruciale : le corset agit-il comme une structure « passive » suscitant des efforts sur le tronc en modifiant la forme du tronc ou bien comme un système « actif » qui incite le patient à recruter ses muscles et à corriger sa posture afin d'éviter les pressions désagréables ? Depuis les premiers travaux de Wynarsky en 1989 [22], nous avons réexaminé ces concepts et repris ces questions en considérant un groupe de 11 adolescents scoliotiques traités par corset de Boston [23]. Lors de quatre tâches isométriques, l'activité électromyographique

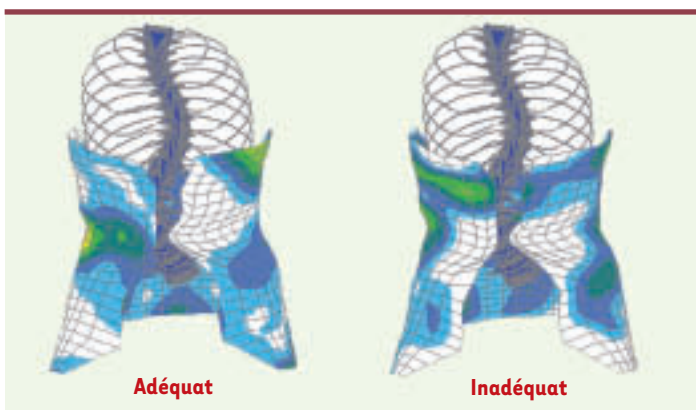


Figure 3. Exemples de distributions de pression adéquate et inadéquate.



Figure 4. Montage expérimental pour tester l'effet « actif » ou « passif » des corsets TLS.

(EMG) a été mesurée avec 23 paires d'électrodes, avec et sans corset (Figure 4). Les patients ont présenté une augmentation de l'activité EMG lors des 4 tâches isométriques à l'exception de 3 d'entre eux chez lesquels on a noté une diminution non significative de leur activité EMG lors de la tâche de la résistance en flexion. Ces études semblent indiquer que le corset n'a pas pour seule propriété de favoriser une correction passive, mais qu'il a un effet stimulant, particulièrement du côté de la convexité de la courbure scoliotique.

Modélisation biomécanique et simulations du traitement par orthèse

La réalisation de modélisations biomécaniques a permis d'étudier les interactions entre le rachis, le thorax et les tissus thoraciques,

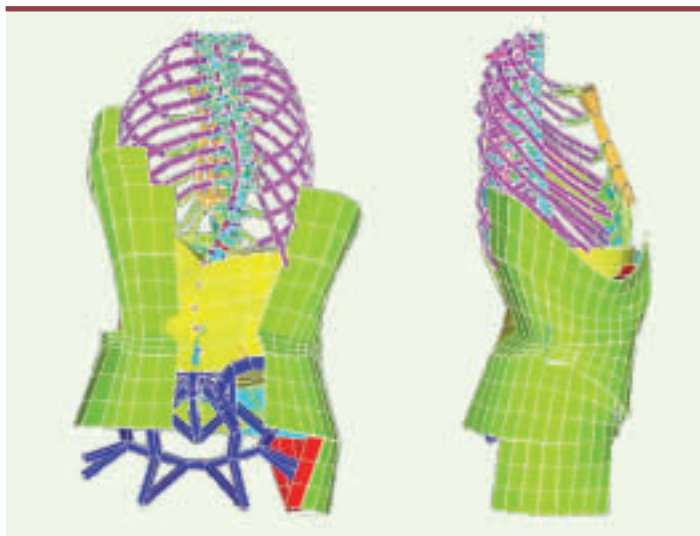


Figure 5. Modélisation par éléments finis détaillée du tronc et de l'interface avec le corset.

d'analyser les déformations scoliotiques et de simuler leur traitement par orthèse [24]. Une modélisation biomécanique détaillée du tronc, adaptée à la géométrie de chaque patient et donc personnalisée, a été mise au point (travaux amorcés à l'occasion d'un programme de collaboration avec l'ENSAM-Paris), incluant les vertèbres thoraciques et lombaires, le bassin, la cage thoracique, les articulations costo-vertébrales et zygapophysiales, plusieurs ligaments [4], ainsi que les principaux muscles et leur contrôle [25]. Ce modèle notamment permet de tenir compte des divers couplages repérés entre la colonne vertébrale et la cage thoracique [14], il a été utilisé en combinaison avec les mesures de pression recueillies sur une douzaine de patients scoliotiques afin de simuler l'effet du corset de Boston [26]. L'adéquation entre la géométrie 3D prédite par le modèle et la géométrie du patient dans son orthèse a permis de justifier l'utilisation de cette méthode pour l'étude simulatrice des corsets. Fondé sur ces études, un traitement reposant sur l'application de forces à différents endroits et angles a été proposé et a été simulé sur une vingtaine de patients scoliotiques, démontrant ainsi qu'il était possible d'obtenir une meilleure correction 3D grâce à la prise en compte des mécanismes de couplage [27]. Une méthode d'optimisation a été établie et intégrée au modèle biomécanique [28] afin de rechercher l'emplacement, l'orientation et l'amplitude de 2 forces thoraciques et d'une force lombaire pour une correction optimale. Les critères d'optimisation 3D utilisés étaient le déjettement sagittal et coronal par rapport à une colonne vertébrale normale calculé à l'apex des courbures thoracique et lombaire ainsi que la gibbosité. Nous avons trouvé que la meilleure configuration donne en moyenne une correction maximale de 50 % des critères 3D sélectionnés. Nous avons également questionné le concept du corset qui est généralement assimilé à un « générateur de forces » sur le tronc. En réalité, l'enveloppe élastique passive du corset est indissociable d'une déformation relative du complexe tronc-corset en fonction de la flexibilité relative du tronc et du corset. Afin de mieux représenter le comportement de ce système, le corset a été modélisé numériquement par une enveloppe composée d'une coque rigide et de mousse flexible [29] (Figure 5). Au cours d'une simulation, le modèle du corset est d'abord ouvert sur le tronc du patient, puis refermé et une tension est ensuite appliquée pour simuler le serrage des courroies. L'établissement progressif de contacts entre le corset et le tronc et leur déformation rela-

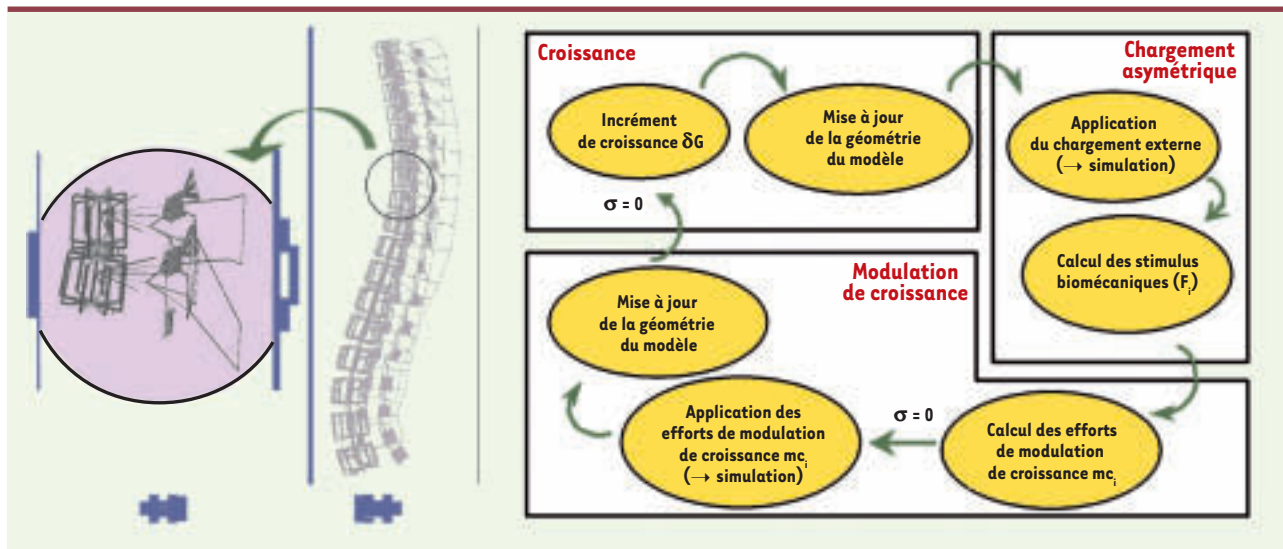


Figure 6. Modélisation intégrant la croissance et la modulation de croissance du rachis scoliotique.

tive en fonction de leur rigidité sont pris en charge par le modèle qui s'occupera de « résoudre le système » par la méthode de Newton-Raphson pour atteindre l'équilibre. Une étude récente a permis d'analyser l'effet de 7 paramètres d'ajustement des corsets sur 13 patients scoliotiques et de quantifier l'effet de ces paramètres sur la correction 3D [29]. L'étude des traitements actuels se poursuit, ainsi que l'exploration de nouvelles modalités d'application d'efforts sur le tronc afin de proposer des mécanismes plus efficaces de correction et de parvenir à un traitement optimal 3D adapté à chaque patient.

Conclusions et perspectives

Le traitement de la scoliose par orthèse met en jeu des mécanismes biomécaniques complexes. Les différents outils d'évaluation 3D, de caractérisation mécanique et de modélisation biomécanique informatique que nous avons mis au point permettent l'évaluation objective et scientifique des déformations scoliotiques, ce qui permet d'envisager l'amélioration, la rationalisation et l'optimisation de l'efficacité du traitement.

Une avenue en cours de validation consiste à utiliser ces outils d'analyse 3D et de caractérisation expérimentale afin d'évaluer en temps réel l'ajustement de corsets et de fournir au médecin ou à l'orthésiste une rétroaction au moment de leur installation [30].

Bien qu'il soit souvent mentionné que l'effet à long terme du corset soit relié à son effet immédiat obtenu lors de sa mise en place initiale [1], il importe de tenir compte de facteurs primordiaux comme le potentiel de croissance résiduel, l'assiduité du port de l'orthèse, etc. Pour appréhender un de ces aspects fondamentaux, nous avons raffiné la modélisation biomécanique du rachis (Figure 6) pour y inclure une représentation analytique de sa croissance modulée sous l'action des contraintes biomécaniques agissant sur les cartilages de croissance [31]. Une technique de

simulation de chargements asymétriques du rachis a été intégrée au modèle biomécanique. Plusieurs hypothèses de progression des déformations scoliotiques ont été testées et les résultats ont été comparés aux mesures effectuées sur des patients scoliotiques [31]. Cette modélisation a ainsi permis de simuler numériquement, de façon réaliste, plusieurs mécanismes et processus de déformation à partir d'instabilités géométriques initiales [32]. Les prochaines étapes consisteront à combiner cette nouvelle méthode de modélisation de la croissance osseuse avec celle du traitement de la scoliose par orthèse afin d'étudier leur effet à long terme et d'analyser les situations qui entraînent une correction et celles qui sont associées à une progression des déformations (échec du traitement).

En conclusion, l'élaboration des outils d'analyse 3D et de modélisation biomécanique constitue un long processus ; il requiert des travaux expérimentaux qui conduisent à des connaissances scientifiques rigoureuses afin de produire des méthodes valides et fiables. Les résultats positifs que nous avons obtenus nous incitent à poursuivre la modélisation, l'évaluation et l'exploitation de ces outils de manière pratique pour parvenir à des traitements rationnels optimaux adaptés à chaque patient. ♦

SUMMARY

Tridimensional evaluation and optimization of the orthotic treatment of adolescent idiopathic scoliosis

Adolescent idiopathic scoliosis involves complex tridimensional deformities of the spine, rib cage and

pelvis. Moderate curves generally are treated using an orthosis. This paper presents different studies performed over the last fifteen years related to the biomechanical evaluation and optimization of the orthopedic treatment of scoliotic deformities. Patient specific 3D models of the spine, pelvis and rib cage are computed from calibrated radiographs, and are used to calculate 2D and 3D clinical indices. The torso shape is acquired using surface topography. With such internal and external 3D models, the efficacy of the most frequently used orthoses can be analyzed and new treatments can be developed. Pressures generated by a brace on the patient's trunk were measured using a flexible matrix of pressure sensors and displayed over the patient's internal geometry in order to analyze the brace efficacy. Patient specific finite element models have been developed, including the osseo-ligamentous structures as well as the muscles, the neuro-control, trunk growth and its adaptation to the stress. These models were used to analyze the effects of the Boston brace. The electro-myographic activity also was measured to analyze the « active » correction mechanisms. Adjustment techniques and software are used to help the orthotists with real time feedback when the brace is being fabricated and adjusted to the patient. Residual growth potential is also being added to the computer model to simulate the long term effect of a brace. The improvement of the orthotic treatments of scoliotic deformities is very encouraging. The exploitation of such tools is expected to allow reaching optimal treatment personalized to each patient. ♦

REMERCIEMENTS

Recherches subventionnées par le Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada, les Instituts de recherche en santé du Canada, le Fonds québécois de la recherche sur la nature et les technologies, le Fonds de la recherche en santé du Québec et le programme des Chaires de recherche du Canada.

RÉFÉRENCES

1. Labelle H, Dansereau J. Orthotic treatment of paediatric spinal disorders and diseases. *Spine* 1990 ; 4 : 239-49.
2. Stokes IA, Aubin CE. Biomechanics of scoliosis. In: *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*, vol. 6, 2nd ed. New York: John Wiley and Sons, 2006 : 122-37.
3. Delorme S, Petit Y, de Guise JA, et al. Assessment of the 3-D reconstruction and high-resolution geometrical modeling of the human skeletal trunk from 2-D radiographic images. *IEEE Trans Biomed Eng* 2003 ; 50 : 989-98.
4. Aubin CE, Descrimes JL, Dansereau J, et al. Geometrical modeling of the spine and the thorax for the biomechanical analysis of scoliotic deformities using the finite element method. *Ann Chir* 1995 ; 49 : 749-61.
5. Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, et al. Comparison between preoperative and postoperative three-dimensional reconstructions of idiopathic scoliosis with the Cotrel-Dubousset procedure. *Spine* 1995 ; 20 : 2487-92.
6. Pazos V, Cheriet F, Song L, et al. Accuracy assessment of human trunk surface 3D reconstructions from an optical digitising system. *Med Biol Eng Comput* 2005 ; 43 : 11-5.
7. Hall JE, Miller ME, Shumann W, Stanish W. A refined concept in the orthotic management of scoliosis. *Orthop Prosthet* 1975 ; 29 : 6-19.
8. Emans JB, Kaelin A, Bancel P, et al. The Boston bracing system for idiopathic scoliosis: follow-up results in 295 patients. *Spine* 1986 ; 11 : 792-801.
9. Watts HG, Hall JE, Stanish W. The Boston brace system for the treatment of low thoracic and lumbar scoliosis by the use of a girdle without superstructure. *Clin Orthop* 1977 ; 126 : 87-92.
10. Rowe DE, Bernstein SM, Riddick MF, et al. A meta-analysis of the efficacy of non-operative treatments for idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg* 1997 ; 79 : 664-74.

11. Edgar MA. To brace or not to brace? *J Bone Joint Surg* 1985 ; 67B : 173-4.
12. Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, Poitras B. Three-dimensional effect of the Boston brace on the thoracic spine and rib cage. *Spine* 1996 ; 21 : 59-64. Erratum in *Spine* 1996 ; 21 : 890.
13. Aubin CE, Dansereau J, de Guise JA, Labelle H. Rib cage-spine coupling patterns involved in brace treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 1997 ; 22 : 629-35.
14. Aubin CE, Dansereau J, de Guise JA, Labelle H. A study of biomechanical coupling between spine and rib cage in the treatment by orthosis of scoliosis. *Ann Chir* 1996 ; 50 (8) : 641-50.
15. Coillard C, Leroux MA, Zabjek KF, Rivard CH. SpineCor: a non-rigid brace for the treatment of idiopathic scoliosis. Post-treatment results. *Eur Spine J* 2003 ; 12 : 141-8.
16. White AA, Panjabi MM. (1978) *Clinical Biomechanics of the Spine*, Philadelphia, J.B. Lippincott, 1978 : 735p.
17. Wong MS, Evans JH. Biomechanical evaluation of the Milwaukee brace. *Prost Orthot Intern* 1998 ; 22 : 54-67.
18. Jiang H, Raso W, Hill D, et al. Interface pressure in the Boston brace treatment for scoliosis: a preliminary study. Montréal : Int Symposium 3D Scoliotic Deformities, 1992 : 395-9.
19. MacThiong JM, Petit Y, Aubin CE, et al. Biomechanical evaluation of the Boston brace system for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2004 ; 29 : 26-32.
20. Bellefleur C, Aubin CE, Cheriet F, Labelle H. Validation of a clinical tool for brace design and adjustment. In: Sawatzky BJ, ed. *International research society of spinal deformities*. UBC Press, 2004 : 18-22.
21. Aubin CE, Labelle H, Ruszkowski A, et al. Variability of strap tension in brace treatment for adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 1999 ; 24 : 349-54.
22. Wynarsky GT, Schultz AB. Trunk muscle activities in braced scoliosis patients. *Spine* 1989 ; 14 : 1283-6.
23. Odermatt D, Mathieu PA, Beauséjour M, et al. Electromyography of scoliotic patients treated with a brace. *J Orthop Res* 2003 ; 21 : 931-6.
24. Aubin CE. 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., eds. Philadelphia: Hanley and Belfus Inc, 2000 : 498-504.
25. Beauséjour M, Aubin CE, Feldman AG, Labelle H. Simulation of lateral bending tests using a musculoskeletal model of the trunk. *Ann Chirurgie* 1999 ; 53 (8) : 742-50.
26. Périé D, Aubin CE, Petit Y, et al. Personalized biomechanical simulations of orthotic treatment in idiopathic scoliosis. *Clinical Biomechanics* 2004 ; 19 : 190-5.
27. Gignac D, Aubin CE, Dansereau J, et al. A biomechanical study of new orthotic treatment approaches for the 3D correction of scoliosis. *Ann Chir* 1998 ; 52 : 795-800.
28. Gignac D, Aubin CE, Dansereau J, Labelle H. Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model. *European Spine J* 2000 ; 9 : 185-90.
29. Clin J, Aubin CE, Parent S, et al. Biomechanical modeling of brace design. In: Uyttendaele D, Dangerfield PH, eds. *Research into spinal deformities 5. Studies in health technology and informatics*. IOS Press, 2006 ; 123 : 255-60.
30. Labelle H, Bellefleur C, Joncas J, et al. Preliminary evaluation of a computer-assisted tool for the design and adjustment of braces in idiopathic scoliosis: a prospective and randomized study. *Spine* 2007 ; 32 : 835-43.
31. Villemure I, Aubin CE, Dansereau J, Labelle H. Simulation of progressive deformities in adolescent idiopathic scoliosis using biomechanical model integrating vertebral growth modulation. *J Biomech Eng* 2002 ; 124 : 784-90.
32. Villemure I, Aubin CE, Dansereau J, Labelle H. Biomechanical simulations of the spine deformation process in adolescent idiopathic scoliosis from different pathogenesis hypotheses. *Eur Spine J* 2004 ; 13 : 83-90.

TIRÉS À PART
C.E. Aubin

