



HAL
open science

Recherche d'indicateurs cliniques tridimensionnels d'aggravation et de correction par orthèse des scolioses idiopathiques modérées

Aurélien Courvoisier

► **To cite this version:**

Aurélien Courvoisier. Recherche d'indicateurs cliniques tridimensionnels d'aggravation et de correction par orthèse des scolioses idiopathiques modérées. Biomécanique [physics.med-ph]. Arts et Métiers ParisTech, 2012. Français. NNT : 2012ENAM0010 . pastel-00704638

HAL Id: pastel-00704638

<https://pastel.hal.science/pastel-00704638>

Submitted on 5 Jun 2012

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.

Ecole doctorale n° 432 : sciences des métiers de l'ingénieur

Doctorat ParisTech
T H È S E

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers
Spécialité " Biomécanique "

présentée et soutenue publiquement par

Aurélien COURVOISIER

le 14 mai 2012

**Recherche d'indicateurs cliniques tridimensionnels d'aggravation et de
correction par orthèse des scoliose idiopathiques modérées**

Directeur de thèse : **Wafa SKALLI**

Co-encadrement de la thèse : **Jean DUBOUSSET**

Jury

M. Pascal SWIDER

M. Raphael VIALLE

M. Dominique PIOLETTI

Mme Wafa SKALLI

M. Jean DUBOUSSET

M. Philippe ROUCH

M. Rémi KOHLER

M. Reinhard ZELLER

Professeur, IMFT, Université Paul Sabatier, Toulouse

Professeur, Hôpital Trousseau - AHP, Paris

Professeur, LBO, EPFL, Lausanne

Professeur, LBM, Arts et Métiers ParisTech, Paris

Professeur Emérite, LBM, Arts et Métiers ParisTech, Paris

Professeur, LBM, Arts et Métiers ParisTech, Paris

Professeur, Hôpital Femme - Mère - Enfant, Lyon

Docteur, The Hospital for Sick Children, Toronto

Rapporteur

Rapporteur

**T
H
È
S
E**

A Marion, Capucine et Edgar

REMERCIEMENTS

Je remercie le Professeur Wafa Skalli, Directrice du Laboratoire de Biomécanique, pour avoir dirigé cette thèse, m'avoir transmis sa formidable énergie pour la recherche et sa passion pour la biomécanique de la scoliose.

Je souhaite exprimer mes remerciements et mon respect pour le Professeur Jean Dubousset, pour avoir co-dirigé cette thèse et m'avoir donné l'éclairage de son expérience tout au long de ces travaux. Je le remercie également pour sa grande disponibilité.

Je remercie le pôle de compétitivité MEDICEN pour avoir soutenu ce projet de thèse. Je remercie la Fondation Yves Cotrel qui a soutenu les travaux à l'origine de cette thèse.

Je remercie l'ensemble des membres du Jury pour avoir accepté de juger ce travail.

Je remercie le Pr Rémi Kohler responsable du service d'orthopédie pédiatrique de Lyon et le Pr Jean Pierre Pracros, responsable du service de radiologie pédiatrique de Lyon pour m'avoir soutenu et ouvert leurs services. Je n'oublie pas de l'équipe lyonnaise, ceux qui à travers leur passion et leur amitié m'ont aidé et appris la chirurgie. Christophe, Vincent et Franck trouvez ici toute mon amitié et ma profonde reconnaissance.

Je remercie l'équipe du service d'orthopédie pédiatrique de Trousseau pour avoir ce travail. Je souhaite exprimer mon respect au Pr Jean-Paul Damsin pour avoir initié ma vocation à l'orthopédie pédiatrique dès les bancs de la Faculté de Médecine. Votre disponibilité et votre gentillesse restent des modèles pour moi. Pierre, Nejib, Claudia, Camille, Amélie et Raphael trouvez ici toute mon amitié.

Je remercie l'équipe du Laboratoire de Biomécanique pour leur enseignement et leur disponibilité pour m'aider et m'aiguiller dans les périodes difficiles. Bien sûr, Xavier et Aurélien pour avoir été là depuis le début et m'avoir transmis leurs connaissances pour me permettre d'avancer. Benjamin, pour sa disponibilité et sa gentillesse. Brice, Barbara, Thomas, Lukas et Cédric pour leur aide précieuse. Sébastien, Hélène, Philippe, Sylvain, Florian, Sophie et mes collègues de bureau Christophe, Laure-Lise, Coralie et Marine pour leur bonne humeur. Enfin, tous ceux avec qui nous avons pu échanger ces dernières années.

Je remercie mes collègues du service d'orthopédie pédiatrique de Grenoble pour m'avoir laissé du temps pour avancer cette thèse. Mr le Pr Jacques Griffet, Ahmad Eid et Emeline Bourgeois trouvez ici toute ma considération. Je remercie également le Professeur Philippe Merloz du service d'orthopédie de Grenoble pour avoir soutenu ma vocation en orthopédie pédiatrique et mes travaux de recherche. Je remercie tous ceux qui également au cours de mon parcours m'ont transmis leur savoir et m'ont permis de poursuivre mon cursus universitaire.

Je remercie l'équipe d'EOS-Imaging pour leur accueil et leur aide.

Je remercie l'équipe de Demeure Orthopédie pour son aide au quotidien en particulier dans le traitement orthopédique des scolioses.

A mes amis pour m'avoir offert leur hospitalité le temps d'une soirée parisienne.

Nico, Nath, Fred, à tous les bons moments passés et à venir.

A Valéry pour avoir été là tout au long de mon Master et surtout dans les vrais coups durs. Ta rigueur et ta motivation sont des exemples. Reçois ici toute mon amitié.

Aux membres du GTEBO, pour leur accueil, leurs conseils et leur honnêteté.

Aux copains de montagne, Fab et tous les autres.

A ma famille, ma belle-famille et mes parents,

A ma femme, Marion, pour son soutien chaque jour. Reçois ici tout mon amour.

CHAPITRE 1 – RAPPELS ANATOMIQUES ET DEFINITIONS

GENERALITES

La colonne vertébrale, ou rachis (Figure 1), est un empilement d'os articulés appelés vertèbres. Elle est le support du dos des vertébrés, notamment des mammifères. C'est sur la colonne vertébrale que sont fixées les côtes. Elle abrite la moelle épinière.

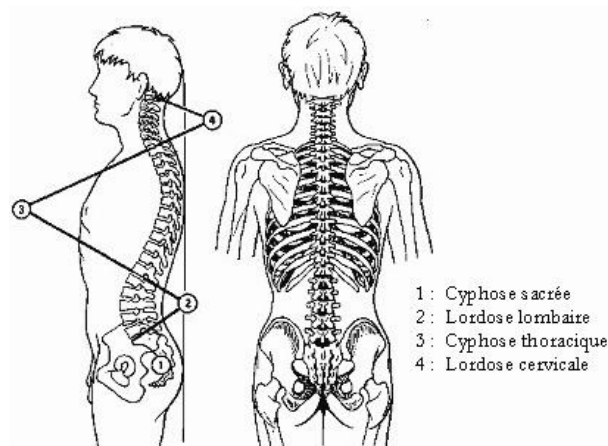
Chez l'Homme, elle supporte la tête et transmet le poids du corps jusqu'aux articulations de la hanche.

Elle est composée de vingt-quatre vertèbres: sept vertèbres cervicales, douze thoraciques et cinq lombaires.

La colonne vertébrale est courbée dans le plan sagittal médian. Elle présente deux courbures concaves, aussi appelées cyphoses, au niveau des rachis thoracique et sacré, ainsi que deux courbures convexes en arrière appelées lordoses au niveau des rachis cervical et lombaire. La colonne vertébrale est droite dans le plan frontal.

Le socle de la colonne vertébrale est le bassin ou pelvis composé du sacrum et des deux os coxaux. Le pelvis se comporte comme une véritable vertèbre, c'est la raison pour laquelle on parle de « vertèbre pelvienne ».

FIGURE 1 REPRESENTATION DU RACHIS DE DOS ET DE PROFIL

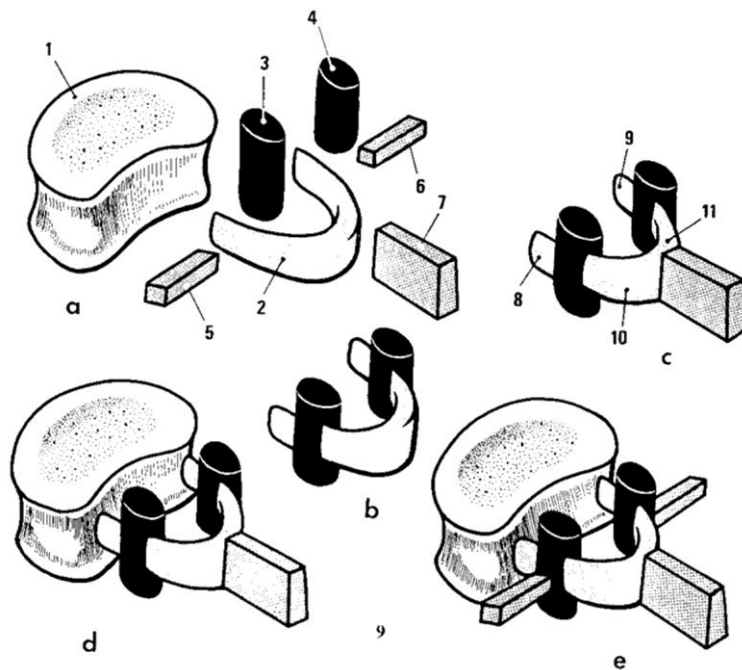


LA VERTEBRE

Chaque vertèbre présente une architecture globale similaire (Figure 2).

La partie antérieure de la vertèbre est composée du corps vertébral (a), limité en haut et en bas, par le plateau vertébral (1). En arrière du corps vertébral se situe l'arc postérieur (b) formé par la réunion des pédicules vertébraux (8) et des lames vertébrales (10). Il forme un canal qui permet le passage de la moelle épinière. Les deux processus transverses (5 et 6) et le processus épineux (7) complètent l'anatomie de l'arc postérieur. A l'étage thoracique, les deux côtes s'articulent sur les deux processus transverses et le corps vertébral.

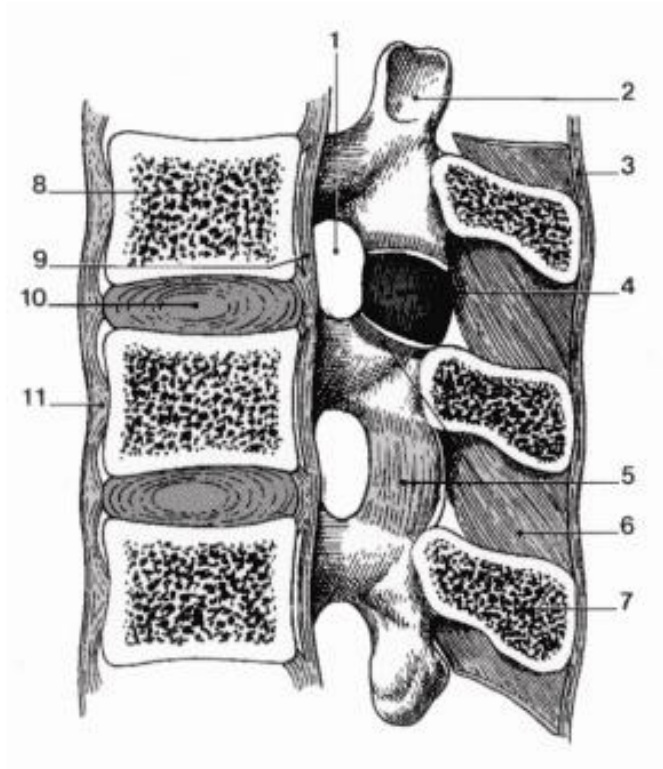
FIGURE 2 REPRESENTATION SCHEMATIQUE D'UNE VERTEBRE



Les vertèbres s'articulent entre elles en avant via le disque intervertébral situé entre les deux plateaux vertébraux et en arrière par les facettes articulaires supérieures et inférieures (3 et 4) situées sur l'arc postérieur.

La stabilité ostéo-articulaire est assurée par un ensemble capsulo-ligamentaire (Figure 3).

FIGURE 3 ENVIRONNEMENT CAPSULO-LIGAMENTAIRE DU RACHIS : LIGAMENT INTERVERTEBRAL ANTERIEUR (11), LIGAMENT INTERVERTEBRAL POSTERIEUR (9), DISQUE INTERVERTEBRAL (10), CAPSULE ARTICULAIRE POSTERIEURE (4), LIGAMENT INTEREPINEUX (6)



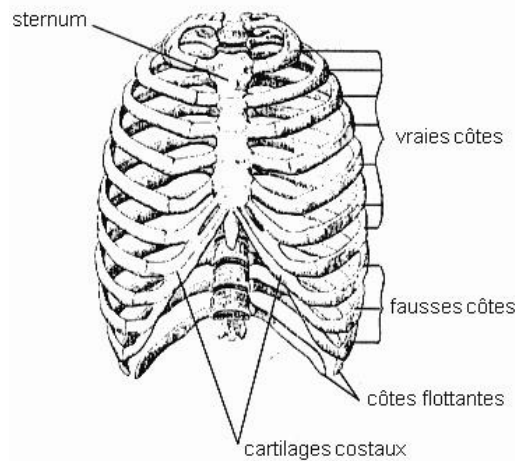
LA CAGE THORACIQUE

La cage thoracique est une région anatomique commune à de nombreux vertébrés, située au niveau du thorax. Ses rôles principaux sont de maintenir en place et de protéger certains organes vitaux et structures viscérales.

La cage thoracique est constituée par (Figure 4):

- Le rachis thoracique en arrière sur la ligne médiane, composé de douze vertèbres.
- Les côtes en arrière, latéralement et en avant, au nombre de douze paires, soit vingt-quatre côtes au total. (Arcs costaux faisant la jonction entre le rachis en arrière et le sternum en avant).
- Le sternum en avant, sur la ligne médiane.

FIGURE 4 SCHEMA REPRESENTANT LA CAGE THORACIQUE



Le tout, forme la cavité thoracique. Celle-ci contient les poumons latéralement, et le médiastin, espace situé entre les deux poumons (et contenant, entre autres, le cœur, l'œsophage, la trachée, des nerfs, des vaisseaux lymphatiques et sanguins.

LES PARAMETRES PELVIENS ET RACHIDIENS

Grâce aux paramètres pelviens décrits par Mme Duval-Beaupère, il est possible de définir la géométrie pelvienne et sa relation avec la position du pelvis. Pour avoir une meilleure compréhension de la balance rachidienne et de la forme du pelvis, il est essentiel de définir de manière très précise ces paramètres.

PARAMETRES PELVIENS

Mme Duval-Beaupère a défini l'incidence pelvienne (IP) comme l'angle créé par l'intersection d'une ligne tracée du centre des têtes fémorales jusqu'au milieu du plateau sacré et une autre ligne perpendiculaire au milieu du plateau sacré. L'angle d'incidence décrit la relation entre le sacrum et les têtes fémorales. C'est un paramètre de forme, constant pour une personne. Mais le pelvis peut tourner autour des têtes fémorales suivant l'axe bicoxo-fémoral (Figure 5).

Deux autres paramètres sont directement corrélés à l'incidence pelvienne.

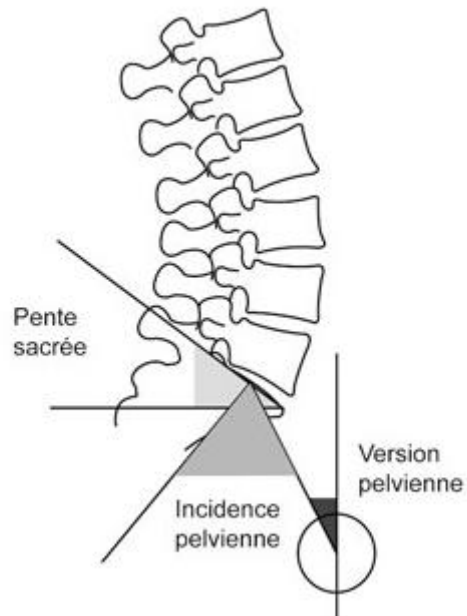
La version pelvienne (VP) est l'angle entre la verticale et une ligne rejoignant le centre des têtes fémorales au centre du plateau sacré. Quand le pelvis tourne en arrière ou rétroversion, le pelvis tilt augmente. Quand le pelvis tourne en avant, ou antéversion, il diminue.

Le second paramètre est la pente sacrée (PS) définie par l'orientation du plateau sacré par rapport à l'horizontal. La version pelvienne et la pente sacrée sont des

paramètres positionnels et il y a une relation géométrique entre l'angle d'incidence et ces deux paramètres. L'angle d'incidence IP est égal à la somme de VP et de PS.

$$IP = PS + VP$$

FIGURE 5 SCHEMA MONTRANT LES MESURES DES PARAMETRES PELVIENS



PARAMETRES RACHIDIENS

Dans le plan frontal, le rachis est droit. Dans le plan sagittal, le rachis présente une cyphose thoracique mesurée entre le plateau supérieur de T1 et le plateau inférieur de T12, une lordose lombaire mesurée entre le plateau supérieur de L1 et le plateau supérieur du sacrum.

LA SCOLIOSE

Définition (Dubousset 1999) : « une déformation rachidienne consistant en un déplacement relatif progressif d'un élément constitutif (vertèbre) par rapport à son adjacent, se produisant dans les trois plans de l'espace (frontal, sagittal et coronal) sans perte de la continuité ostéo-ligamentaire et se développant sur le tout ou sur une partie de la colonne vertébrale, essentiellement pendant la période de croissance. La scoliose se caractérise mécaniquement par une torsion. Ce n'est pas une maladie, c'est un symptôme. Elle est dite idiopathique lorsqu'aucune cause inductrice connue n'a pu être déterminée ».

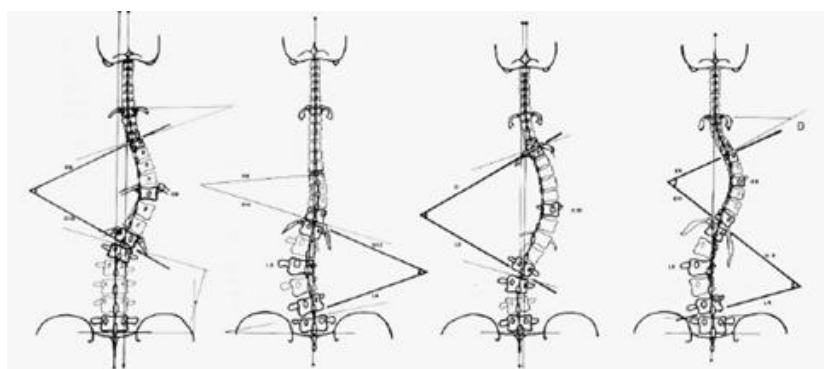
La scoliose touche environ 1% à 4% des enfants âgés de 6 et 16 ans avec une prévalence pour les jeunes filles (8 filles sur 10 cas)(Weinstein, Dolan et al. 2008).

GENERALITES

La déformation princeps de la scoliose est la rotation axiale. Cette rotation dans le plan transversal induit une rotation automatique des vertèbres dans le plan frontal qui se traduit par une ou plusieurs courbures frontales du rachis. Les courbures peuvent être structurales au niveau de la zone « malade » ou compensatrices lorsqu'elles visent à réduire le déséquilibre postural.

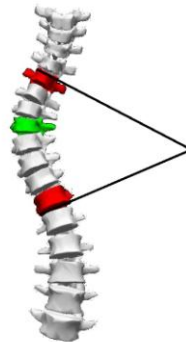
La dénomination des courbures dépendent du segment auquel elles appartiennent (Figure 6). Elles peuvent être appelées « cervicale », « cervico-thoracique », « thoracique », « thoraco-lombaire » ou « lombaire ». Les courbures peuvent aussi être « droite » ou « gauche » suivant la latéralité de leur convexité.

FIGURE 6 SCHEMA REPRESENTANT DIFFERENTS TYPES DE COURBURES SCOLIOTIQUES



L'observation des courbures dans le plan frontal est la plus répandue puisque la déformation est la plus visible dans ce plan. L'angle de Cobb (Figure 7) est utilisé pour quantifier la déformation dans le plan frontal. Il s'agit de l'angle formé par les plateaux supérieur et inférieur des deux vertèbres limites d'une courbure.

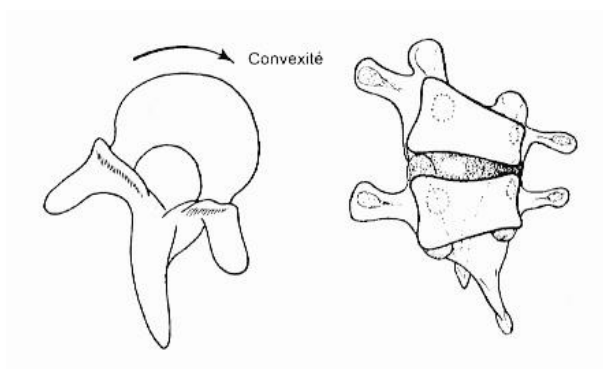
FIGURE 7 SCHEMA REPRESENTANT LA MESURE DE L'ANGLE DE COBB



Pour chaque courbure scoliotique, des vertèbres particulières peuvent être identifiées. La vertèbre apicale (ou apex) est définie comme étant la vertèbre la plus latéralisée et montrant généralement le plus de rotation axiale. Elle est également appelée : vertèbre sommet de la courbure. Les vertèbres limites sont situées en zones jonctionnelles supérieure et inférieure. Elles sont utilisées pour le calcul de l'angle de Cobb. Elles présentent des valeurs maximales de rotation intervertébrale axiale (*i.e.* la rotation axiale observée entre deux vertèbres adjacentes) et de rotation dans le plan frontal.

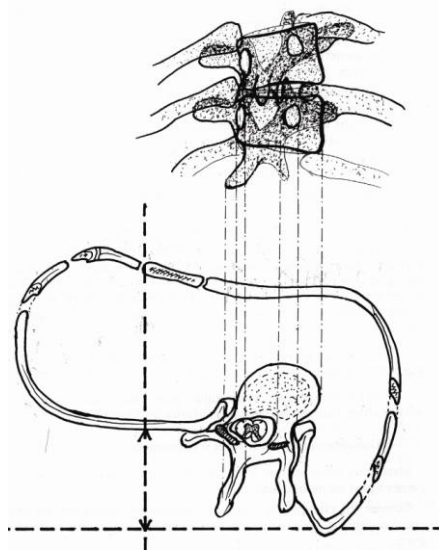
La scoliose se manifeste également par des déformations vertébrales. Les vertèbres d'une courbure se trouvent déformées dans les trois plans de l'espace. La cunéiformisation des vertèbres (Figure 8) se manifeste par une déformation du corps vertébral et la perte du parallélisme des plateaux. C'est un phénomène tridimensionnel qui modifie l'orientation des plateaux vertébraux en raison d'une altération du processus de croissance vertébrale (Stokes, Burwell et al. 2006). Cette déformation touche aussi les disques intervertébraux, ce qui peut provoquer leur dégénérescence prématurée.

FIGURE 8 CUNEIFORMISATION DES VERTÈBRES



Du fait de la relation étroite entre les vertèbres thoraciques et les côtes, la déformation du rachis entraîne une modification de l'orientation des côtes et de la forme de la cage thoracique. Le phénomène de torsion entraîne les côtes et crée une bosse dans le dos du patient, appelée gibbosité (Figure 9). Les déformations de la cage thoracique peuvent avoir un retentissement sur la fonction respiratoire très important dans les formes les plus sévères (Jones, Kennedy et al. 1981).

FIGURE 9 ROTATION DES VERTÈBRES ENTRAINANT LA ROTATION DES COTES CREANT LA GIBBOSITE



LES FACTEURS ETIOLOGIQUES

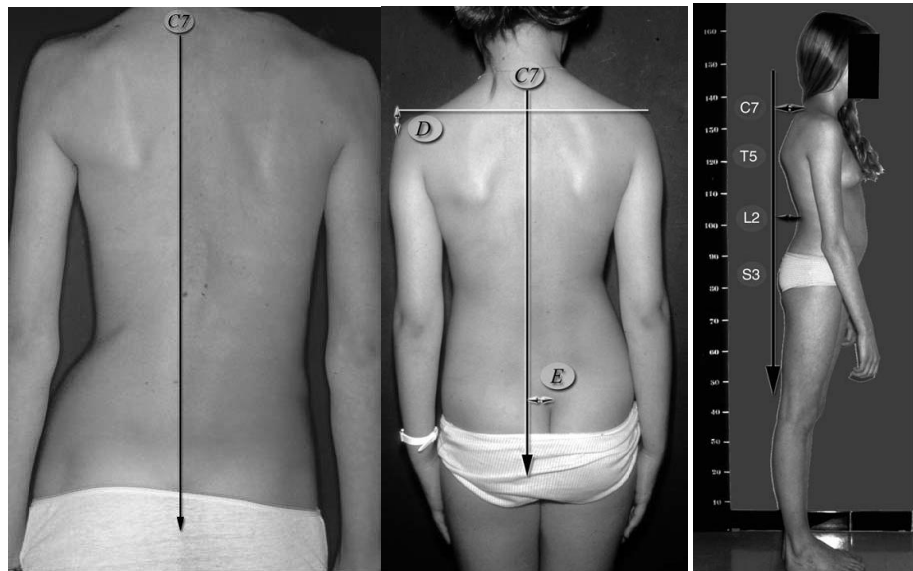
Un seul facteur étiologique ne semble pas suffisant pour provoquer la torsion du rachis dans l'espace, mais c'est une conjonction de facteurs étiologiques qui est nécessaire à la survenue de ce phénomène. Parmi l'ensemble des facteurs étiologiques qui sont proposés, il est toujours difficile de savoir si l'anomalie observée est la cause ou la conséquence de la déformation rachidienne. Ces facteurs seront abordés dans le prochain chapitre.

LE DEPISTAGE

L'examen d'un patient scoliotique débute par l'interrogatoire à la recherche des antécédents, de la date de première constatation de la déformation, des traitements déjà suivis...

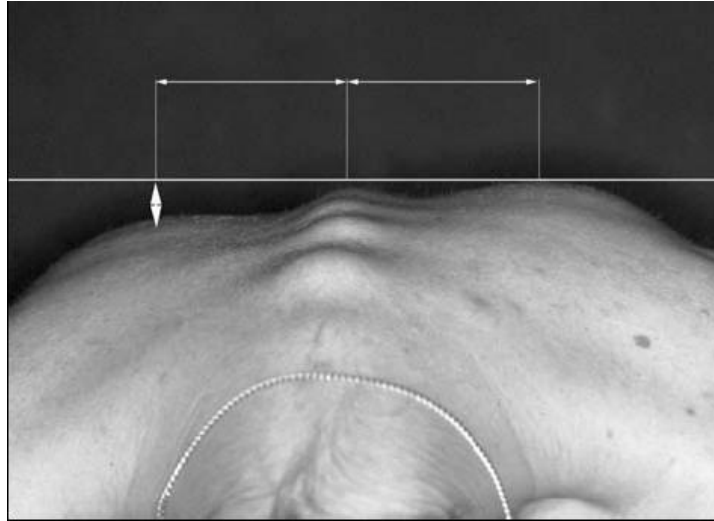
Le patient est examiné déshabillé après prise du poids et de la taille. Debout, on recherche une asymétrie du tronc, le signe de la lucarne, surélévation des épaules, du bassin puis un déséquilibre frontal (fil à plomb) et sagittal (Figure 10).

FIGURE 10 VUE DE DOS ET DE PROFIL D'UN PATIENT SCOLIOTIQUE



Le patient est ensuite examiné penché en avant les jambes tendues. On recherche alors une gibbosité qui signe une rotation des vertèbres (Figure 11). On évalue également la souplesse du rachis. La gibbosité permet de différencier la scoliose vraie avec une rotation axiale des vertèbres de l'attitude scoliotique, le plus souvent liée à une inégalité de longueur des membres inférieurs.

FIGURE 11 GIBBOSITÉ CLINIQUE



Etant donné que la scoliose reste évolutive pendant toute la croissance osseuse l'enjeu de taille est de prédire la fin de croissance. L'examen clinique vise donc également à apprécier le stade de maturation. Les indices pubertaires sont évalués par les indices de Tanner (Figure 12). On recherche également la date des premières règles chez la fille. La maturation osseuse peut être évaluée par des méthodes radiographiques : la fermeture du cartilage en Y du cotyle, l'indice de Risser (Figure 13) ou l'indice de Greulich et Pyle (Risser 1958; Pyle, Waterhouse et al. 1971).

FIGURE 12 INDICES DE TANNER CHEZ LA FILLE

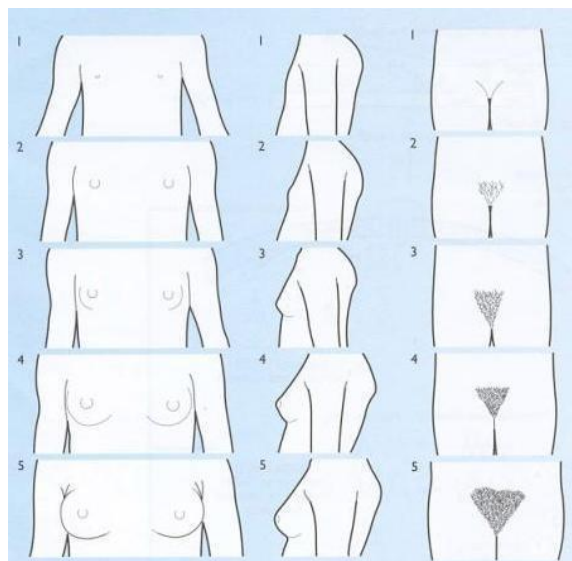
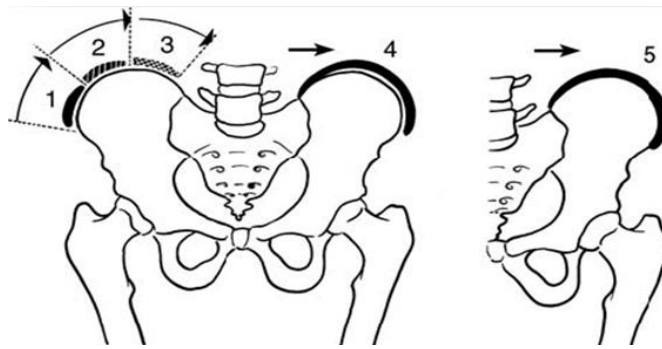


FIGURE 13 INDICE DE RISSER



Bien sûr, l'examen clinique recherche tout les indices qui pourraient faire de la scoliose, une scoliose secondaire.

METHODES D'ANALYSE

La radiographie du rachis entier de face et de profil debout

Cet examen complète l'examen clinique du patient. Il permet d'évaluer l'équilibre du tronc dans le plan frontal et sagittal, de mesurer les courbures dans le plan frontal (angle de Cobb) et dans le plan sagittal. La rotation axiale peut être évaluée indirectement par plusieurs méthodes à partir d'une vue frontale (Perdriolle 1979). Ces techniques sont basées sur la position des pédicules par rapport aux murs de la vertèbre sur le cliché radiologique de face.

Les paramètres pelviens sont aussi mesurés à partir de cette vue, tels que la pente sacrée, la version pelvienne ou l'incidence pelvienne (Duval-Beaupere, Schmidt et al. 1992).

La réductibilité de la courbure, c'est-à-dire sa souplesse, peut être évaluée sur les clichés en inclinaison ou en traction.

FIGURE 14 PHOTOGRAPHIE DU SYSTEME EOS



C'est la rencontre entre H. Graf, J. Hecquet et J. Dubousset qui fait apparaître de manière déterminante la notion de 3D dans l'étude de la scoliose (Graf, Hecquet et al. 1983). Dès 1979 à Montréal, le Groupe d'étude de la scoliose abordait la notion de scoliose vue de profil. La même année, R. Perdriolle publiait « La Scoliose, son étude tridimensionnelle » (Perdriolle 1979). C'est à partir de ces travaux que l'étude tridimensionnelle du rachis s'est développée avec un intérêt croissant pour les méthodes d'imagerie 3D (Perdriolle and Vidal 1981; Dansereau and Stokes 1988; Stokes 1989; Dubousset and Cotrel 1991; Perdriolle 1991). Les examens de routine qui permettent l'accès à la 3D sont l'IRM et le Scanner. Mais l'utilisation du scanner ou de l'IRM est limitée dans la pathologie scoliootique car ces examens sont réalisés en position couchée. Le scanner est par ailleurs un examen très irradiant.

La stéréoradiographie est une technique qui consiste à identifier les structures osseuses sur deux clichés radiologiques d'incidence différente (de préférence orthogonale) pour connaître leur position dans l'espace. La stéréoradiographie peut être effectuée avec des systèmes de radiologie standards. Il suffit d'acquérir successivement les deux vues, face et profil, dans un espace calibré comme proposé par Dumas et al (Steib, Dumas et al. 2004). Il est possible d'utiliser le système EOS™ (Figure 14). Ce système est le fruit de la collaboration entre Georges Charpak, le *Laboratoire de Biomécanique* (LBM) de Paris, le *Laboratoire d'Imagerie et d'Orthopédie* (LIO) de Montréal, l'hôpital Saint Vincent de Paul à Paris et la société EOS Imaging (Paris, France). Il s'agit d'un système de radiographie numérique basse dose réalisant simultanément deux vues orthogonales de face et de profil (Charpak 1996; Delorme, Petit et al. 2003; Dubousset, Charpak et al. 2005; Dubousset, Charpak et al. 2008). L'acquisition s'effectue par un balayage de la tête aux pieds.

Le LBM et le LIO travaillent depuis 15 ans sur les algorithmes de reconstructions des différentes structures osseuses à partir de données stéréoradiographiques. Les recherches effectuées permettent aujourd'hui de reconstruire en trois dimensions le rachis et le bassin entre autres structures osseuses (Humbert, de Guise et al. 2009).

La visualisation tridimensionnelle du rachis et du bassin fournissent de nouvelles informations. En particulier, la vue de dessus donne des renseignements parfois peu visibles en vue de face ou de profil. Ces reconstructions 3D permettent aussi de calculer de nombreux paramètres cliniques.

LE TRAITEMENT

L'objectif principal du traitement est de stopper l'aggravation de la scoliose, soit du fait du potentiel de croissance résiduel, soit du fait de la structuralisation de courbures de compensation ou du risque de dégénérescence discale secondaire. Le traitement chirurgical permet une réduction des courbures mais au prix d'une diminution de la mobilité car la seule technique actuelle est la correction – fusion (arthrodèse vertébrale). La fusion vertébrale n'est pas souhaitable pendant la période de croissance en raison de la diminution de la croissance du tronc et le risque, en cas de fusion étendue, d'insuffisance respiratoire restrictive. Le traitement chirurgical est donc réservé dans la plupart des cas aux scolioses sévères (>45°) arrivant en fin de croissance.

Le traitement conservateur est l'alternative au traitement chirurgical pendant la période de croissance mais il reste toutefois très controversé. Il comporte plusieurs facettes. Le traitement par corset et les méthodes de rééducation fonctionnelles. Nous n'aborderons pas les méthodes rééducations fonctionnelles qui n'ont pas fait la preuve de leur efficacité sur la prévention de l'aggravation des scolioses.

LE TRAITEMENT ORTHOPEDIQUE (MORIN 2005)

Le traitement conservateur par corset est à l'heure actuelle le traitement de choix pour les scolioses évolutives en cours de croissance. Nous aborderons le traitement conservateur des scolioses idiopathiques de l'adolescent. Le traitement des scolioses plus précoces (early onset scoliosis) ne relève pas des mêmes enjeux.

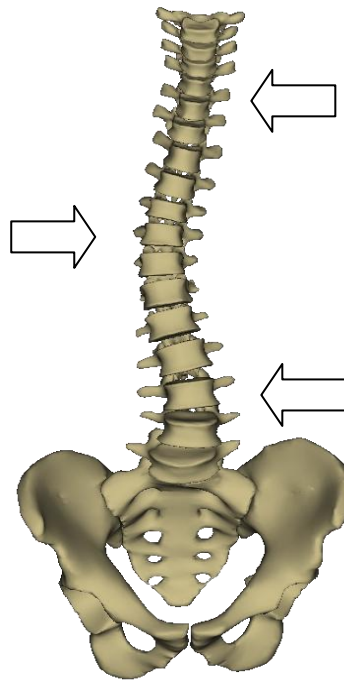
Les principes généraux mécaniques du traitement par corset sont simples. Ils relèvent des principes:

- d'appui - contre appui
- du couple de torsion
- d'élongation

L'appui et contre appui

C'est le système 3 points. Le principe est la correction par un appui au niveau de la convexité de la courbure. Il existe toutefois des limites à ce principe de base. La limite principale est l'impossibilité d'agir directement sur les vertèbres. Les appuis se font de manière indirecte, soit par les côtes pour les vertèbres thoraciques, soit par les muscles lombaires et l'abdomen pour les vertèbres lombaires. Au niveau du thorax, l'appui doit se faire sous l'apex en raison de l'obliquité des côtes. La zone d'appui stable est le bassin par l'intermédiaire des ailes iliaques.

FIGURE 15 SCHEMA REPRESENTANT LE PRINCIPE D'APPUI ET DE CONTRE APPUI



Le couple de torsion

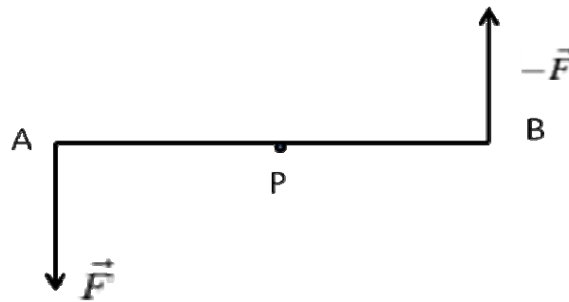
Définition

Si l'on considère deux forces opposées \vec{F} appliquée en A et $-\vec{F}$ appliquée en B , points distincts d'un même système, il est évident que leur somme est nulle. Leur moment lui n'est pas nul :

$$\begin{aligned}\vec{M}_{\vec{F}/P} + \vec{M}_{-\vec{F}/P} &= \vec{PA} \wedge \vec{F} + \vec{PB} \wedge (-\vec{F}) \\ &= \vec{PA} \wedge \vec{F} + \vec{BP} \wedge \vec{F} \\ &= (\vec{PA} + \vec{BP}) \wedge \vec{F} \\ &= \vec{BA} \wedge \vec{F} \quad = \vec{C}.\end{aligned}$$

Le couple est nul lorsque les deux forces ont la même droite d'action. Le couple augmente avec l'intensité commune des forces, mais aussi avec l'éloignement des points. Il est maximal lorsque \vec{AB} et \vec{F} sont orthogonaux.

FIGURE 16 SCHEMA REPRESENTANT UN COUPLE DE TORSION. 2 FORCES OPPOSEES \vec{F} APPLIQUEE EN A ET $-\vec{F}$ APPLIQUEE EN B, POINTS DISTINCTS D'UN MEME SYSTEME PRODUISENT UN MOMENT EN O. IL EST MAXIMAL LORSQUE \vec{AB} ET \vec{F} SONT ORTHOGONAUX.



Pour corriger la rotation vertébrale dans le plan transversal, le seul moyen est d'exercer un couple de torsion, avec un appui postérieur et latéral et un contre appui antérieur et opposé.

L'application pratique du couple de torsion dans la conception des corsets est complexe. Au niveau thoracique, le point d'application de la force est au niveau d'une côte ou plutôt de plusieurs côtes à la fois. La côte est une structure peu rigide qui possède en arrière une articulation avec le processus transverse et le corps de la vertèbre et en avant une jonction avec le sternum par l'intermédiaire du cartilage costal. La transmission de la force créée par l'appui costal va dépendre de la raideur de la côte et des articulations costo-vertébrales.

Sur le plan théorique, plus l'appui est latéral plus le bras de levier est important mais il existe une perte d'efficacité liée au manque de rigidité de la structure. Plus l'appui est postérieur et médian plus l'efficacité sur la vertèbre est importante mais le moment diminue et il existe un risque accru de translation antérieure. Au niveau lombaire, les points d'appuis anatomiques sont plus difficiles à appréhender car l'abdomen est mou et l'accès aux vertèbres lombaires ne peut se faire que par l'intermédiaire des apophyses transverse via les muscles paravertébraux. Le moment d'une force appliquée à ce niveau est faible. Un appui très postérieur provoque alors une translation lordosante.

LES TYPES DE CORSET ET LEURS PRINCIPES

Nous avons évoqué les principes généraux des corsets. Plusieurs types de corsets ont été ainsi développés à partir de ces principes de base. Les types de corsets les plus fréquents vont être présentés ainsi que les principes liés à leur conception et leur utilisation. Nous ne traiterons que les corsets utilisés dans le cadre des scolioses idiopathiques.

LE CORSET PLÂTRE EDF (ELONGATION – DEROTATION – FLEXION)

Dérivé du plâtre d'Abbott (1911) et de Risser (1953), le plâtre EDF a été mis au point par Cotrel et Morel (Dubousset and Cotrel 1991). Les principes de confection d'un plâtre EDF sont utilisés dans la plupart des corsets actuels.

La confection d'un plâtre EDF commence par une installation sur le cadre de réduction conçu par Cotrel. L'élongation céphalo-pelvienne est assurée par une fronde occipito-mentonnière et par des bandes de traction croisées autour des ailes iliaques. Des bandes toiles amarrées aux barres du cadre sont tendues et permettent un appui postéro-latéral au niveau des courbures et dans le sens opposé pour les contres appuis. La tension et la position des toiles permettent de doser la translation latérale, la dérotation et l'équilibre sagittal (Figure 17). Le moulage en plâtre se fait avec les bandes de dérotation en place. Des fenêtres de d'expansion sont découpées au niveau des concavités des courbures et en avant.

La technique du plâtre EDF permet d'appliquer tous les principes de corrections énoncés ci-dessus. C'est un corset parfaitement sur mesure, spécifique à la morphologie du patient. Il n'est pas simple à mettre en œuvre pour tous les patients et nécessite une structure adaptée. Il ne peut être proposé que de manière transitoire car il est inamovible. Bien réalisé il s'agit d'un des meilleurs type de corset car il permet d'agir sur les 3 plans de l'espace.

Certaines écoles préconisent de débiter tout traitement orthopédique par un corset de type EDF comme traitement « d'attaque » afin de mieux corriger d'emblée et d'améliorer la compliance au traitement par corset qui sera mis en relais.

FIGURE 17 MISE EN PLACE DES BANDES DE DEROTATION POUR UN PLATRE EDF



Le corset de Boston (Figure 18)

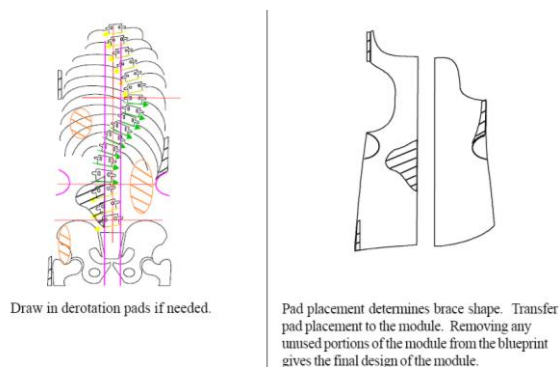
FIGURE 18 PHOTOGRAPHIE D'UN CORSET DE BOSTON



Il s'agit d'un corset développé en 1972 par Bill Miller et John Hall. Il s'agit d'un des corsets les plus répandus en Amérique du Nord. La conception du corset part d'une structure rigide unique symétrique choisie selon le gabarit du patient. Sur ce module sont ensuite ajoutés des « pad » permettant des appuis sélectifs (

Figure 19)

FIGURE 19 SCHEMA MONTRANT LA CONCEPTION D'UN CORSET DE BOSTON AVEC LE PLACEMENT DES « PADS »



Les bases de conception d'un corset de Boston sont énoncées ci-après (SRS 2009):

- Module symétrique standardisé
- Etablissement du plan du corset à partir des radios de face
- Flexion lombaire et pelvienne
 - Il s'agit d'un principe fort de la conception du corset de Boston.
 - En rétroversant le bassin et en hypolordosant le rachis lombaire, le rationnel est :
 - une meilleure accroche du corset
 - améliorer l'accès aux appuis latéraux et postérieurs

- améliorer la courbure scoliothique lombaire
- Correction active et passive
 - Active: par des appuis ciblés
 - Passive : par le comblement automatique théorique des zones laissées libres. Le principe est de mettre un tronc asymétrique dans une structure rigide symétrique en espérant la symétrisation automatique du tronc.
- Pression par “pad” à l’apex et dessous
- Zone d’expansion à l’opposé des zones de pression
- Couples de force
 - « Pad » de dérotation antérieurs et postérieurs (Figure 20)
- Programme de physiothérapie
- Approche multidisciplinaire

FIGURE 20 SCHEMA MONTRANT LE PLACEMENT DES PADS DE DEROTATION

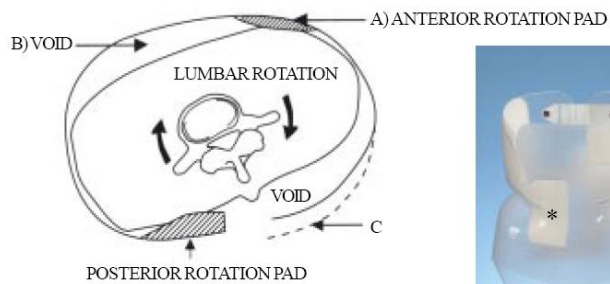


Figure 6



Anterior Lumbar Derotation Pad

Le corset de Boston est l'un des corsets les plus utilisés et donc étudié en Amérique du nord. Il est peu utilisé en France. Sa conception s'appuie surtout sur la vue de face du tronc. La correction tridimensionnelle est secondaire. La correction de la rotation axiale est passive.

Le corset de Milwaukee (Erreur ! Référence non valide pour un signet.)

Il s'agit historiquement d'un des premiers corsets. Il a été développé initialement par Blount et Schmidt dans le traitement des scolioses secondaires à la poliomyélite. Il s'agit d'une orthèse cervico-thoraco-lombo-sacrée.

FIGURE 21 PHOTOGRAPHIE D'UN CORSET DE MILWAUKEE



C'est un corset qui est désormais largement utilisé dans le traitement des scolioses juvéniles. Il n'y a pas d'appuis sur le thorax qui est très malléable et déformable chez les jeunes enfants. Son principe d'action est la détorsion active. L'anneau occipito-mentonnier ne joue pas un rôle d'élongation car il n'appuie pas mais il permet à l'enfant de faire travailler ces muscles pour « sortir » du corset. Sa tolérance est toutefois limitée en raison de l'aspect esthétique et de la gêne de la structure cervicale. Des mains d'appui peuvent être rajoutées pour associer un effet 3 points. Ce corset a pour réputation de diminuer les courbures sagittales et de créer un dos « plat ».

Le corset de Wilmington

Elaboré en 1969 par Dean MacEwen, ce corset est réalisé à partir d'un plâtre type EDF. L'orthèse est donc un moulage du tronc en correction. Il s'agit d'une « total contact orthosis ». Une pression est exercée sur l'ensemble de la surface du tronc. Des problèmes d'irritations cutanées surviennent fréquemment. Ce corset n'est pratiquement pas utilisé en France.

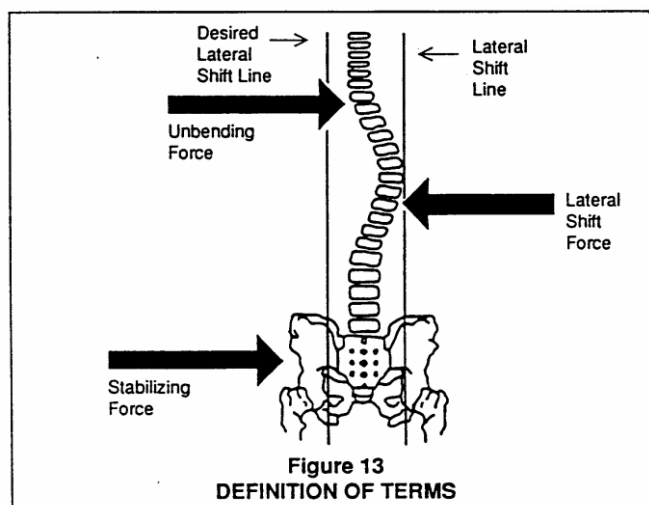
Le corset de Charleston

Développé par Ralph Hooper et Frederick Reed en 1978, le corset de Charleston repose sur le maintien nocturne de la colonne vertébrale en hypercorrection. L'objectif est d'assouplir la concavité. C'est un corset rigide qui n'est pas porté la journée.

La conception repose sur le principe d'appui – contre-appui (Figure 22):

- Une force de translation latérale (Lateral shift force) est appliquée à l'apex de la courbure. Cette force doit être suffisante pour traduire l'apex de la courbe au-delà de la ligne sacrée centrale à un point équidistant et opposé à la position initiale. Cette force doit être maintenue lors de la manœuvre de « unbending ».
- Une force stabilisatrice (stabilizing force) latérale opposée en sens à la force de translation latérale est appliquée sur le grand trochanter ou l'apex de la courbure lombaire.
- Une « unbending force » latérale opposée à la force de translation latérale est appliquée dans la région axillaire. Il s'agit de la force principale permettant la réduction de la courbure.
- Une seconde « unbending force » peut être appliquée en cas de double courbure.

FIGURE 22 DEFINITION DES TERMES THEORIQUES POUR LA CONCEPTION DU CORSET DE CHARLESTON



Au total, le bassin doit rester équilibré. La courbure principale est en partie réduite par translation vers la ligne médiane. L'intensité de la force d'appui axillaire permet d'incliner le rachis thoracique de manière à accentuer la correction.

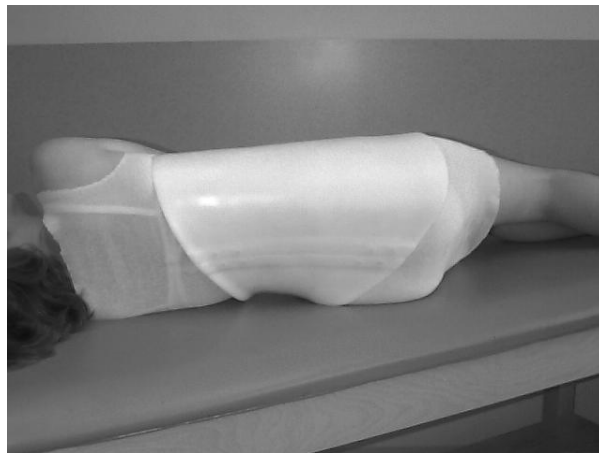
Ce type de corset a pour intérêt d'améliorer la compliance au traitement. Il permet de réduire de manière efficace l'angle de Cobb sur des courbures souples et distales. Il n'y a pas dans la conception de ce corset d'attention spécifique pour la rotation dans le plan axial. Ce corset s'adresse tout particulièrement aux scolioses thoraco-lombaires ou lombaires de faible amplitude.

Le corset de Providence (Figure 23)

Le corset de Providence est un corset rigide nocturne. Le principe de conception est l'appui contre-appui. L'objectif est de translater l'apex de la courbure jusqu'à la ligne médiane voire au-delà. Le placement des appuis dépend de la localisation de l'apex des courbures. La force appliquée dépend de la flexibilité de la courbure et de la tolérance du patient.

L'originalité réside dans la méthode de conception. Le patient est placé en décubitus dorsal sur un cadre sur lequel peuvent être placés les appuis. Ce cadre est radio-transparent ce qui permet de visualiser immédiatement par radiographie le degré de correction frontale.

FIGURE 23 CORSET DE PROVIDENCE



Ce corset est similaire au corset de Charleston. Il n'y a pas non plus dans ce corset d'intérêt pour le plan sagittal et axial.

LES CORSETS SOUPLES

SpineCor (Figure 24)

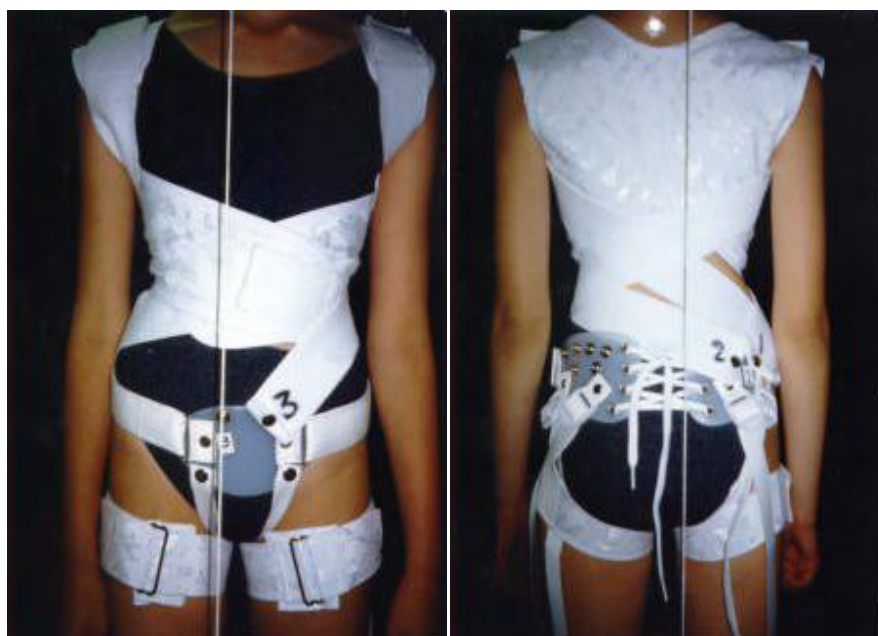
Développé à Montréal par Charles Hilaire Rivard et Christine Coillard, son principe repose sur une correction dynamique des défauts de posture provoqués par la scoliose. L'application de bandes élastiques permet la correction.

Le corset est composé de 2 parties.

1. Un support pelvien qui permet l'ancrage des différentes bandes élastiques
2. Un bolero et les bandes élastiques

Les bandes élastiques sont disposées pour reproduire des mouvements d'inclinaison, de dérotation et de translation adaptés à chaque type de courbure.

FIGURE 24 CORSET DYNAMIQUE DE TYPE SPINECOR



L'objectif de ce corset est une correction dynamique tridimensionnelle de la scoliose. A l'inverse des autres corsets, il ne s'agit plus de corriger en posturant de manière rigide. Les bandes élastiques permettent le mouvement de la colonne vertébrale. La compliance et la mise en place de ce corset sont des facteurs limitants de ce corset. Ce corset a été utilisé en France, mais il l'est beaucoup moins que les corsets rigides.

Le Cheneau – Toulouse – Munster (CTM) (Figure 25)

Orthèse monocoque sans armature métallique réalisé sur moulage soit en plâtre soit par CFAO. Son originalité réside dans un concept de correction volumétrique et morphologique des scolioses sans recherche de réduction de l'angulation radiographique. Le corset CTM exerce des pressions centripètes sur les gibbosités qui doivent migrer dans le sens convexe-concave, et ménage au niveau des méplats concaves des espaces d'expansion très amples pour pouvoir recevoir les volumes mobilisés par la correction et les mouvements respiratoires. La correction s'effectue entre les deux lignes circonférentielles de maintien, l'une pelvienne et l'autre scapulaire, correspondant aux lignes neutres non déformées du tronc. Entre ces lignes, sont définies des zones stratégiques, réparties en secteurs d'appui et chambre d'expansion. A l'opposé de chaque zone d'appui gibbositaire est disposée une vaste chambre d'expansion. L'objectif est de placer les appuis de manière optimale afin de restaurer l'équilibre du tronc dans tous les plans. L'intérêt est la modularité des points d'appuis. Il y a dans la conception de ce corset, une réelle volonté de redistribution volumétrique 3D du tronc. Le CTM est le corset le plus utilisé en France.

FIGURE 25 CORSET DE TYPE CTM



Le Corset Lyonnais

Le corset Lyonnais a été développé par Stagnara. Il correspond aux appuis effectués lors de la correction par corset plâtré Elongation – Dérotation – Flexion réalisé sur cadre de Cotrel. Il comporte une armature centrale rigide qui prend appui sur le bassin en bas et le thorax en haut. Des valves sont disposées sur cette armature de manière à exercer les appuis.

Le Corset 3 et 4 points

Développé par CR. Michel, l'objectif est d'obtenir des réactions de redressement favorables à partir d'un mouvement de translation du tronc sur le bassin. Des valves

sont disposées sur cette armature de manière à exercer des appuis latéraux. Le principe de correction est celui de l'appui contre appui.

Le Corset de Saint-Etienne

Principe identique au corset 3 valves. L'originalité réside dans le matériau des valves qui est élastique. Il s'adresse surtout aux scolioses lombaires débutantes.

Le GTB (Figure 26)

FIGURE 26 CORSET COURT DE TYPE GTB



Développé par J. Griffet, J.Thevenot et F. Barral, le corset GTB est un corset dont le principe essentiel est d'associer une translation latérale à une hyperlordose lombaire(Griffet, Thevenot et al. 1998). L'objectif est de rehausser l'articulaire postérieure convexe. La somme des deux vecteurs (de translation latérale et de la mise en hyperlordose) permettrait la dérotation vertébrale dans le plan axial.

Le corset GTB1 est court et agit sur la courbure lombaire. L'appui principal produit l'hyperlordose et la translation. Il se situe en paravertébral convexe pour appuyer sur les masses paravertébrales et le sommet des apophyses transverses contrôle la translation. Il s'agit donc d'un appui postérolatéral permettant la projection en avant, la translation de la vertèbre et ayant, par voie de conséquence, un effet de dérotation. Deux contre-appuis pelvien et xyphothoracique opposés équilibrent l'ensemble.

Le corset GTB2 est long et agit sur la courbure thoracique et les doubles courbures. Deux appuis principaux sont nécessaires : l'appui paravertébral lombaire convexe et le pince-taille, l'appui xyphothoracique convexe très latéral qui agit comme contre-appui au précédent et en translation pour la courbure thoracique. Deux contre-appuis pelvien et sous-axillaire opposés équilibrent l'ensemble.

Le corset GTB3 est long ou court selon le niveau de la vertèbre limite supérieure (T8-T9). Il agit sur la courbure thoracolombaire. L'appui principal produit l'hyperlordose et la translation. Il se situe en paravertébral convexe pour appuyer sur les masses paravertébrales et le sommet des apophyses transverses lombaires et latéralement au niveau du segment apical. Il a une forme en « L » inversé. Par le pince-taille, il contrôle la translation. Il s'agit donc d'un appui postérolatéral permettant la

projection en avant, la translation de la vertèbre et ayant, par voie de conséquence, un effet de dérotation. Deux contre-appuis pelvien et xyphothoracique opposés équilibrent l'ensemble. Ce dernier appui est complété par un béquillon sous-axillaire.

Le corset 3D (Figure 27)

Elaboré par Graf et Dauny en 1988, c'est un corset actif, à chaque mouvement respiratoire, l'enfant majore son appui contre les mains, ce qui augmente la correction initiale de la scoliose dans les 3 plans de l'espace. Il est toutefois difficile à régler.

FIGURE 27 CORSET 3D



SYNTHESE DE L'ANALYSE DES DIFFERENTS TYPES DE CORSETS

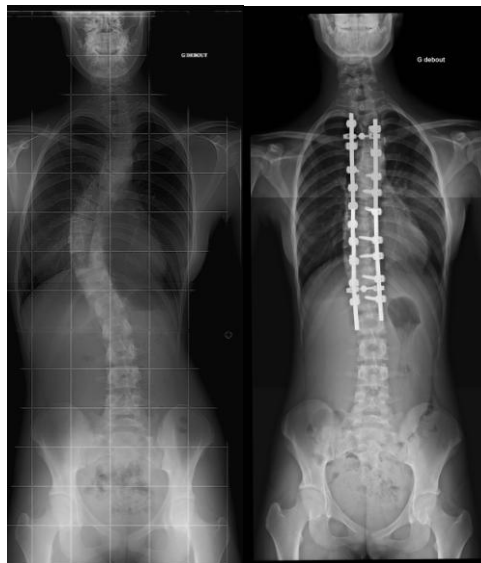
Il existe de nombreux types de corsets développés pour traiter la scoliose idiopathique. La plupart des corsets ont pour objectif essentiel : la correction de la translation de la vertèbre apicale dans le plan frontal selon un principe similaire qui est l'appui contre-appui. Dans leurs concepts, certains occultent le problème de la correction dans les trois plans de l'espace pour ne s'intéresser spécifiquement qu'à la correction de l'angle de Cobb, d'autres essaient de réfléchir à une correction tridimensionnelle. Mais la conception des différents types de corset est empirique et fait essentiellement appel à l'expérience et au savoir faire de l'ortho-prothésiste. On ne sait pas au préalable quel va être l'effet du corset sur le patient. Le corset va-t-il améliorer l'angle de Cobb et la rotation axiale ? Va-t-il modifier l'équilibre sagittal ? Va-t-il entraîner des modifications de la forme de la cage thoracique ?

Les mécanismes de correction des courbures scoliotiques par les corsets sont peu connus. Il existe toutefois des études cliniques et biomécaniques sur l'effet des corsets qui seront présentées dans la revue de la littérature.

LE TRAITEMENT CHIRURGICAL

Le traitement chirurgical (Figure 28) est l'ultime recours en cas de scoliose sévère. La chirurgie consiste en une correction et une fusion des vertèbres entre elles. Le dispositif chirurgical permet la correction (vis, crochets et tiges) puis la greffe osseuse en fin d'intervention permet la fusion des vertèbres entre elles. L'objectif du traitement est de fusionner le moins de vertèbres entre elles pour garder le maximum de mobilité dans la colonne vertébrale tout en restaurant un équilibre frontal et sagittal satisfaisant. C'est un traitement lourd associé à une morbidité importante. Les travaux actuels visent à diminuer le recours à la chirurgie.

FIGURE 28 RADIOGRAPHIE PRE ET POST OPERATOIRE D'UNE CORRECTION CHIRURGICALE D'UN SCOLIOSE THORACIQUE



CHAPITRE 2 - REVUE DE LA LITTERATURE

ÉTIOPATHOGENIE DE LA SCOLIOSE IDIOPATHIQUE

Un seul facteur étiologique ne semble pas suffisant pour provoquer la torsion du rachis dans l'espace, mais c'est une conjonction de facteurs étiologiques qui est nécessaire à la survenue de ce phénomène. Parmi l'ensemble des facteurs étiologiques qui sont proposés, il est toujours difficile de savoir si l'anomalie observée est la cause ou la conséquence de la déformation rachidienne.

De nombreuses recherches sont regroupées autour de l'étiopathogénie de la scoliose idiopathique (Wang, Yeung et al.). Les domaines étudiés vont de la génétique à la biologie moléculaire. Ces domaines sont transversaux et se complètent pour mieux comprendre l'origine et le développement de cette pathologie (Drevelle 2011). Les rencontres de la Fondation Cotrel, qui ont lieu tous les ans depuis 2000, permettent d'échanger et d'avancer sur la compréhension de l'étiopathogénie de la scoliose.

Le rôle de la génétique paraît évident pour la scoliose idiopathique (Miller 2007). La transmission est probablement multifactorielle. Certains facteurs sont liés au sexe puisqu'il existe une nette prédominance féminine. Cependant, ce n'est pas la scoliose qui est transmise génétiquement, mais les facteurs étiologiques qui permettent dans certaines circonstances le développement de la scoliose.

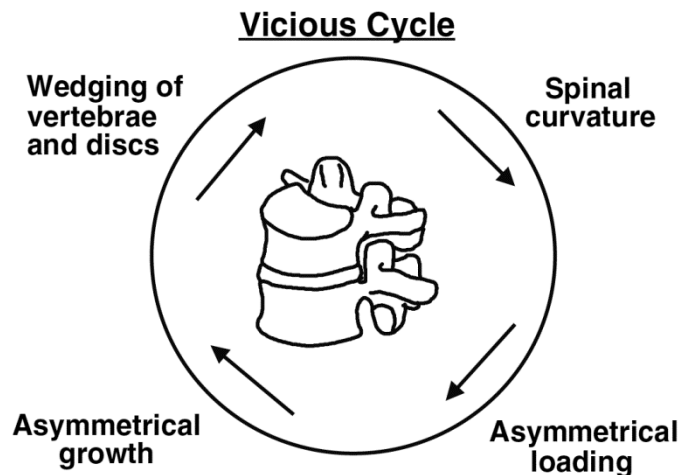
La croissance constitue un élément associé à l'aggravation d'une scoliose. En effet, la scoliose s'aggrave pendant la période de croissance rapide que constitue le pic pubertaire. A l'inverse, les scolioses modérées sont considérées comme stables lorsqu'elles sont encore modérées en fin de croissance. Dans un modèle en éléments finis, il a été montré que c'est la combinaison d'un excès de croissance antérieur, de la gravité et d'une modification des propriétés biomécaniques du disque intervertébral qui permet la progression de la scoliose (Drevelle 2011). La courbure scoliotique s'auto-aggrave par une asymétrie de croissance qui engendre une cunéiformisation des vertèbres (Figure 29). Ce cercle vicieux a été décrit par Stokes et al (Stokes 1997; Stokes, Burwell et al. 2006).

Des facteurs biologiques, des facteurs métaboliques comme la mélatonine et des facteurs tissulaires (discaux, ligamentaires et musculaires) sont également présents chez certains patients scoliotiques (Moreau, Wang et al. 2004) (Bagnall, Raso et al. 1996), Il est toutefois difficile de faire la part entre les anomalies préexistantes et les anomalies acquises par déformation.

Chez certains patients scoliotiques, il existe un dysfonctionnement du système nerveux central et de la fonction de l'équilibre. Ces troubles du contrôle postural existeraient tant au niveau du système oculaire que du système vestibulaire (Rousie, Deroubaix et al. 2009)

Ces phénomènes sont la cause et/ou la conséquence d'« accidents » biomécaniques qui vont initier la torsion dans l'espace du rachis.

FIGURE 29 CERCLE VICIEUX (STOKES, BURWELL ET AL. 2006)



LES OUTILS D'AIDE A L'ANALYSE DE L'EVOLUTIVITE DE LA SCOLIOSE

INTRODUCTION

Lors de la prise en charge thérapeutique d'une scoliose, il est indispensable d'anticiper au plus tôt l'aggravation de la déformation. Plusieurs recherches se sont donc attachées à prédire le risque d'aggravation des scoliose. Il n'y a pas à l'heure actuelle de test génétique ou de test biologique en routine qui permettent de prédire l'aggravation d'une scoliose. Des outils d'aide à l'analyse de l'évolutivité ont été développés. Il existe des paramètres cliniques qui visent à prédire la croissance résiduelle et des paramètres descriptifs de la scoliose qui visent à distinguer le schéma spécifique d'une scoliose évolutive. Ces outils ont été synthétisés dans les thèses de Champain et Drevelle (Drevelle 2011) (Champain 2004).

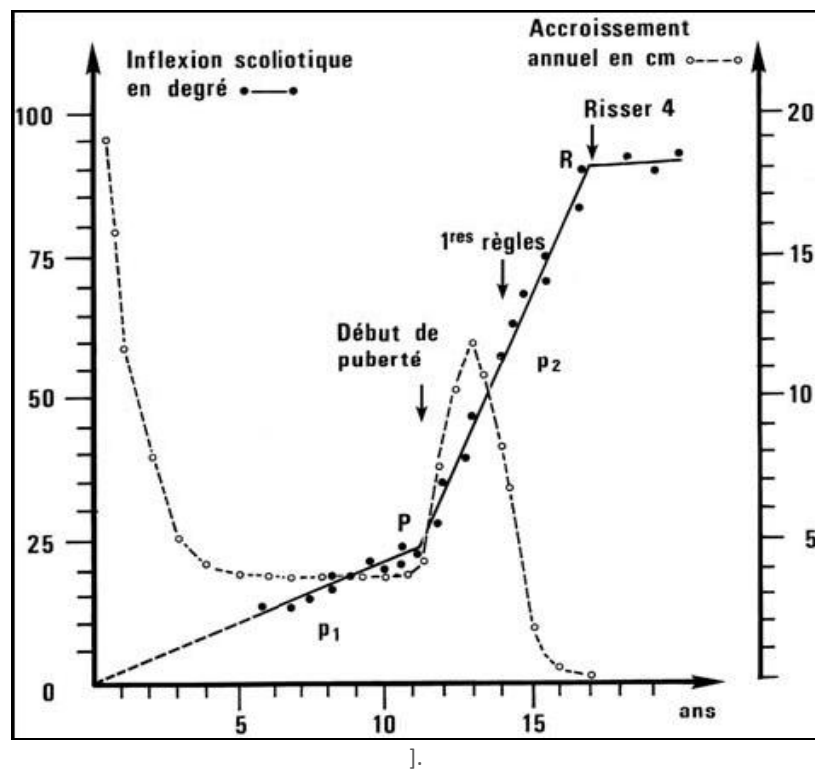
LES OUTILS D'EVALUATION DU RISQUE D'AGGRAVATION

LES PARAMETRES CLINIQUES

Nous avons décrit l'examen clinique d'un patient scoliotique dans le chapitre précédent. Rappelons, que la scoliose peut être évolutive pendant toute la croissance osseuse et plus insidieusement à l'âge adulte. L'enjeu de taille est de prédire le devenir en fin de croissance. Duval-Beaupère et al. (Duval-Beaupère and

Lamireau 1985) ont été parmi les premiers à proposer des indices pour évaluer le risque d'aggravation d'une scoliose au cours du suivi. Ces travaux mettent l'accent sur la nécessité d'évaluer la maturité du patient ainsi que son potentiel de croissance jusqu'à maturité osseuse. Elle propose une loi d'évolutivité de l'angle de Cobb en fonction de l'âge osseux et des indices pubertaires. P. Queneau a l'idée en 1972 de superposer la courbe de Me Duval avec la courbe de vitesse de croissance (Figure 30). Cela reste la base de tout examen clinique d'un patient scoliotique. L'âge osseux est évalué par la méthode de Greulich et Pyle. L'indice de Risser, présenté au chapitre précédent permet également d'apprécier la maturité osseuse sur les radiographies du bassin. Il faut au moins trois examens radiographiques successifs pour situer le patient sur la courbe.

FIGURE 30 EVOLUTION CHRONOLOGIQUE DES SCOLIOSES IDIOPATHIQUES(DUVAL-BEAUPERE AND LAMIREAU 1985)



LES PARAMETRES DESCRIPTIFS

L'analyse de la géométrie de la scoliose a été longtemps cantonnée à la vue de face et à l'angle de Cobb. Il faut attendre les travaux de Me Duval-Beaupère et J. Dubousset (Duval-Beaupere and Dubousset 1972) pour voir apparaître la notion de dislocation rotatoire. Le GES de Montréal en 1979, permet une autre vision de la scoliose par la vue de profil. La même année R. Perdriolle présente une analyse tridimensionnelle de la scoliose, définit la rotation « spécifique », équivalent à la rotation intervertébrale en zone jonctionnelle et présente une méthode de mesure de la torsion grâce au torsiomètre (Perdriolle 1979; Perdriolle 1991). Les travaux de Graf, Hecquet et Dubousset annoncent le début des représentations 3D du rachis scoliotique dès 1983 (Graf, Hecquet et al. 1983) en particulier avec la vue de dessus.

L'analyse de la géométrie des scolioses a mené différents auteurs à proposer des classifications. En effet, nous l'avons vu dans les généralités sur la scoliose, la topographie de l'apex de la courbure a permis de nommer différents types de scolioses. Ce démembrement est à l'origine de différentes classifications.

La première classification de ce type a été proposée par Ponseti. Elle est reprise à ce jour dans la nomenclature internationale. Elle distingue :

- Les scolioses à courbure unique :
 - Thoracique
 - Thoraco-lombaire
 - Lombaire
- Les scolioses à double courbure

Cette classification est purement topographique et ne décrit la courbure que dans le plan frontal.

En 1983, King (King, Moe et al. 1983), publie une classification des courbures thoraciques. Cette classification avait pour but principal de définir les zones à instrumenter avec le matériel de Harrington. Cette classification a eu son heure de gloire dans le monde anglo-saxon pendant l'essor du traitement chirurgical par tige de Harrington. En France, l'arrivée d'un nouveau concept de correction tridimensionnelle de la scoliose grâce au matériel de Cotrel et Dubousset a rendu cette classification moins pertinente.

En 1997, lors de la réunion du Groupe d'Etude en Orthopédie Pédiatrique, Bergoin propose une classification qui reprend la classification de Ponseti, mais il introduit l'analyse du profil. Cette classification démembré de manière précise l'ensemble des types et sous-types de scoliose. Elle est toutefois très complexe et peu utilisée en pratique courante.

Plus récemment, Lenke (Lenke, Betz et al. 2001) a introduit une nouvelle classification qui est désormais très utilisée dans le monde anglo-saxon. Cette classification s'appuie sur les principes de correction chirurgicale moderne des scolioses issus de l'instrumentation de Cotrel et Dubousset. L'idée générale est de n'instrumenter que la ou les courbure(s) structuralisée(s). Dans cette classification, Lenke fait donc une place importante à la notion de courbure structurale (majeure) et de contre courbure de compensation (mineure) qui peut se rééquilibrer après correction de la courbure structurale. Cette classification permet de guider le traitement chirurgical. Cependant, elle ne décrit que le plan frontal.

Ces classifications deviennent donc de plus en plus complexes mais ne prennent en compte que des scolioses sévères donc déjà évoluées. Elles permettent d'étiqueter les scolioses le plus souvent uniquement en 2 dimensions (dans le plan frontal). Il en résulte que ces classifications n'ont le plus souvent comme seul intérêt de guider les niveaux d'instrumentation lors d'une correction chirurgicale. Parmi ces classifications, aucune ne permet de prédire l'aggravation d'une scoliose.

L'apparition des méthodes d'imagerie tridimensionnelles telles que le système EOS (Dubousset, Charpak et al. 2007) (EOS-Imaging) a permis ces dernières années de mieux appréhender la déformation scoliothique dans le plan transversal (Perdriolle and Vidal 1981; Duval-Beaupere and Lamireau 1985; Duval-Beaupere 1992; Duval-Beaupere 1996; Perdriolle, Le Borgne et al. 2001). Plusieurs études ont d'ailleurs montré l'intérêt de la 3D dans la planification et l'analyse des traitements chirurgicaux (Dubousset, Wicart et al. 2003; Kadoury, Cherié et al. 2009; Lafon, Lafage et al. 2009). L'accès à la 3D nourrit les espoirs d'une meilleure compréhension de la géométrie de la scoliose et donc de discriminer des schémas spécifiques 3D différents au sein des scolioses.

Des études ont permis d'affiner les classifications existantes topologiques des scolioses en y apportant des éléments tridimensionnels. Duong *et al.* (Duong, Cherié et al. 2006) ont utilisé un algorithme de groupement sur une population de scolioses sévères pour améliorer la classification préopératoire. Ces travaux se sont poursuivis pour identifier des sous-classifications au sein des scolioses de type Lenke I (Duong, Mac-Thiong et al. 2009). Stokes et al (Stokes, Sangole et al. 2009) ont utilisé des méthodes similaires pour identifier des paramètres discriminants des sous types de scolioses, en particulier le plan d'élection de la scoliose.

Une autre méthode a été proposée avec le même objectif, par Sangole et al. (Sangole, Aubin et al. 2009). Les auteurs utilisent la méthode de classification IsoData avec quatre paramètres : l'angle de Cobb, la cyphose thoracique, la rotation axiale et l'orientation du plan de courbure maximale. Une nouvelle représentation en vue de dessus est proposée par les auteurs : la représentation daVinci (Figure 31). Elle traduit l'orientation des différents plans de courbures ainsi que l'amplitude des courbures.

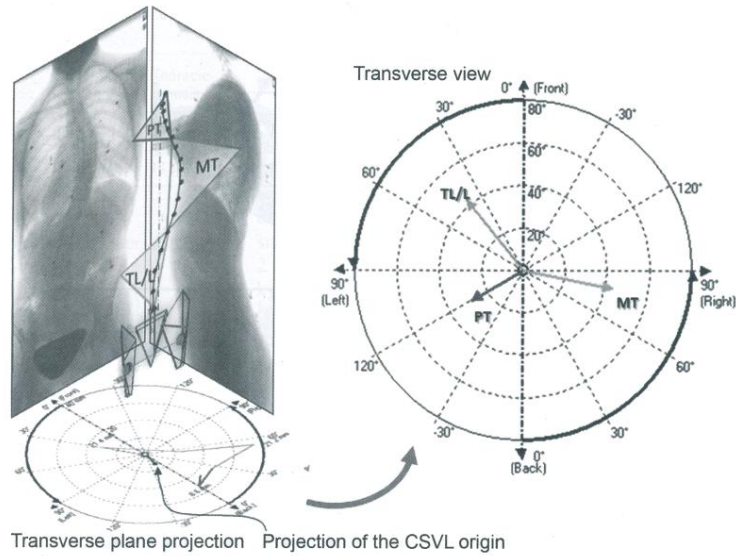
Mais aucune de ces études n'a permis, sur la base des nouveaux éléments tridimensionnels décrits, d'améliorer la prédiction du risque d'aggravation. Wafa Skalli, dans le cadre d'un projet appuyé par la fondation Cotrel et ayant fait l'objet des thèses de N. Champain et X. Drevelle a proposé un schéma 3D spécifique aux scolioses à fort potentiel d'aggravation. Ce schéma spécifique 3D apparaîtrait précocement dans l'histoire de la scoliose et permettrait donc de différencier grâce à un indice de sévérité, à un stade où l'angle de Cobb n'est pas encore important (scoliose modérée), la scoliose stable de la scoliose qui peut s'aggraver.

Ce schéma spécifique 3D comprend 6 paramètres dont 4 paramètres descriptifs du plan transversal.

1. L'angle de Cobb
2. L'index d'hypocyphose à l'apex
3. La rotation axiale vertébrale apicale
4. La rotation intervertébrale axiale en zone jonctionnelle supérieure
5. La rotation intervertébrale axiale en zone jonctionnelle inférieure
6. L'index de torsion

Dans ce travail, il a pu être démontré qu'un schéma spécifique 3D était présent à un stade précoce de l'évolution de la scoliose. Ce schéma spécifique permet de discriminer une scoliose évolutive d'une scoliose stable avant l'aggravation de l'angle de Cobb. Quarante neuf patients avaient pu être inclus dans l'étude. Les différents types topographiques de scolioses n'étaient pas répartis de manière homogène, les scolioses thoraciques étant prédominantes. Ce schéma spécifique est-il donc spécifique à la scoliose thoracique ? Les résultats se confirment-ils à plus grande échelle ?

FIGURE 31 REPRESENTATION DAVINCI (SANGOLE, AUBIN ET AL. 2009)



L'EFFET DES CORSETS

Les travaux du LBM se sont axés sur l'analyse tridimensionnelle des scolioses et l'identification de paramètres descriptifs tridimensionnels permettant de discriminer des scolioses à fort potentiel évolutif. Dans le chapitre précédent, nous avons vu les différentes modalités de traitement d'une scoliose notamment le traitement conservateur. Nous avons vu que si certains types de corsets prenaient en compte l'aspect tridimensionnel de la scoliose ce n'était pas le cas de la majorité des corsets qui visent essentiellement à traiter l'angle de Cobb. Or si grâce à l'analyse tridimensionnelle nous sommes capables de prédire l'aggravation, il semble fondamental de savoir quel est l'effet des corsets sur l'aspect tridimensionnel d'une scoliose. C'est l'objet de cette analyse de la littérature.

EFFICACITE DES CORSETS

Il existe de nombreuses études rétrospectives ou prospectives comparant l'évolution naturelle de patients scoliotiques et l'évolution sous un type de corset. Ces études sont présentées dans le Tableau 1. Nous avons vu précédemment le rationnel en amont de la conception de chacun des corsets. Nous avons vu que la plupart des corsets ont pour objectif de diminuer l'angle de Cobb avec ou sans considération pour l'équilibre sagittal.

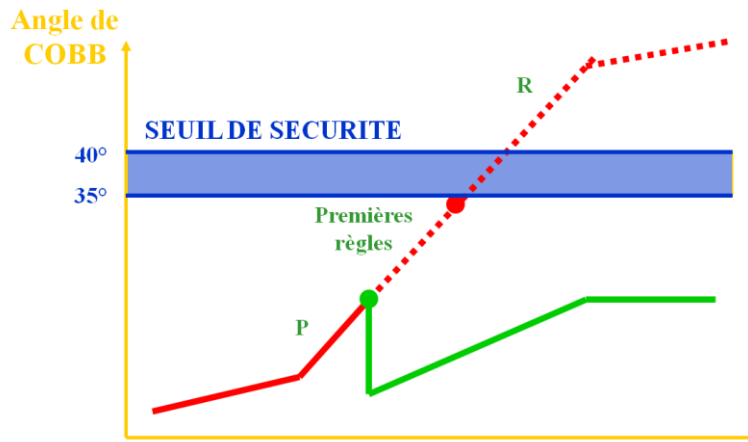
L'efficacité des corsets reste très controversée. Si la mise en place d'un corset en Europe et en France en particulier est une affaire de routine pour l'orthopédiste, ce n'est pas le cas en Amérique du Nord où l'efficacité des corsets est très contestée.

D'après une méta-analyse réalisée par Negrini en 2010 (Negrini, Minozzi et al.), seules 2 études (Nachemson and Peterson 1995; Wong, Cheng et al. 2008) ont un niveau de preuve suffisant pour juger de l'efficacité des corsets. Les deux études en questions montrent une efficacité en faveur des corsets rigides.

Plan frontal

Les différentes études rétrospectives menées sur chacun des corsets montrent toutefois une efficacité sur la stabilisation de l'angle de Cobb. Le corset ne guérit pas la scoliose. Dans le meilleur des cas, il permet une diminution initiale de l'angle de Cobb lors de la mise en route du traitement (Figure 32). Néanmoins, l'angle de Cobb se stabilise en fin de croissance au degré d'amplitude observé lors de l'initiation du traitement. Ceci a bien été montré par Stagnara et Michel à propos du traitement orthopédique lyonnais (Stagnara, Desbrosses et al. 1965; Michel, Caton et al. 1987).

FIGURE 32 GRAPHIQUE MONTRANT LA COURBE D'EVOLUTIVITE D'UNE SCOLIOSE NON TRAITEE (EN ROUGE) ET TRAITEE PAR CORSET (EN VERT). P REPRESENTE LE DEBUT DU PIC PUBERTAIRE.



Pour les études cliniques revues, l'angle de Cobb lors de l'initiation du traitement orthopédique était de 30° en moyenne [20 – 36]. Les populations des différentes études sont peu comparables car les types des courbures ne sont pas homogènes. Le taux de stabilisation de l'angle de Cobb est très variable allant de 93% à 50% avec un taux de traitement chirurgical inverse. L'efficacité tend à être supérieure dans le traitement des scolioses thoracolombaires (D'Amato, Griggs et al. 2001; Yrjonen, Ylikoski et al. 2006). Par ailleurs, certains ont mis en avant également l'inefficacité des corsets chez les patients masculins quelque soit le type de corset (Karol 2001). Le résultat obtenu en fin de croissance semble également se pérenniser avec un recul à 15 ans après l'arrêt du traitement orthopédique (Gabos, Bojeskul et al. 2004).

Plan sagittal

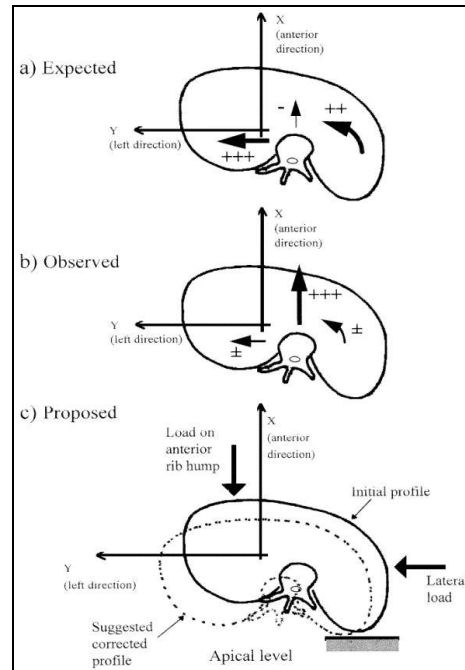
L'effet des corsets dans les autres plans de l'espace a été moins étudié. Certains auteurs montrent une stabilisation des paramètres sagittaux dans le temps (D'Amato, Griggs et al. 2001) d'autres montrent l'effet hypocyphosant de certains corsets (Schmitz, König et al. 2005) dans le traitement des scolioses thoraciques. Cet effet s'explique par la translation antérieure de l'ensemble du rachis liée à l'appui postérieur sur la gibbosité thoracique. C'est l'effet « dos plat » mis en avant plus haut.

Plan transversal

Des études menées par stéréoradiographie (Labelle, Dansereau et al. 1996; Aubin, Dansereau et al. 1997) apportent des éléments sur l'effet du corset de Boston sur le plan transversal. L'étude tridimensionnelle du rachis et de la cage thoracique montre à nouveau l'effet hypocyphosant par translation antérieure de la gibbosité thoracique sur l'équilibre sagittal. Ces deux études montrent l'absence d'effet du corset de Boston ni sur la gibbosité ni sur la rotation axiale de cage thoracique mais une tendance à la translation antérieure de la cage (Figure 33). Cet effet

hypocyphosant a été également noté sur des études IRM et Scanner (Schmitz, Kandyba et al. 2001; Schmitz, König et al. 2005) en décubitus dorsal.

FIGURE 33 SCHEMA MONTRANT L'EFFET 3D DU CORSET DE BOSTON (AUBIN, DANSEREAU ET AL. 1997)



Au final, l'analyse de l'expérience clinique de l'efficacité des corsets se heurte à l'inhomogénéité des séries qui rend difficile la comparaison entre les différents corsets. On constate que les corsets dans leur globalité semblent avoir une efficacité sur la stabilisation de l'angle de Cobb au cours de la croissance. Les scolioses thoracolombaires semblent être plus faciles à traiter que les autres localisations car l'action 3 points des corsets prend là toute sa place avec des appuis efficaces sur les côtes et sur la crête iliaque. Pour les scolioses thoraciques, l'effet est certes une diminution de la translation vertébrale latérale au prix le plus souvent d'une translation antérieure du rachis responsable d'une hypocyphose globale, en particulier sur des scolioses rigides. Il n'y a pas d'étude spécifique sur les scolioses lombaires. Tous les types de scoliose ne sont pas traités avec la même efficacité en raison de leur localisation et donc de l'accès à une action mécanique des appuis et contre-appuis. L'effet des corsets, pour un même mode d'action est donc différent selon le type de courbe. La rigidité de la courbe entre également en jeu dans l'efficacité du corset. Les scolioses thoraciques réputées plus raides combinent donc les difficultés.

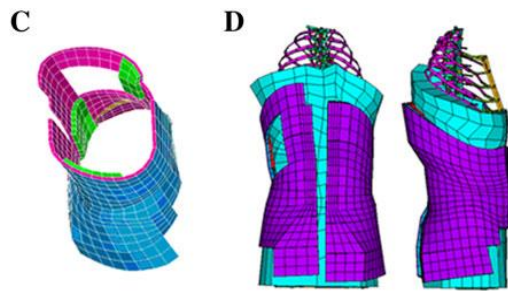
C'est la scoliose thoracique qui attise l'inquiétude du chirurgien car c'est son retentissement sur les côtes et la fonction pulmonaire qui en font toute la gravité. Ceci a été bien montré par Jones et al (Jones, Kennedy et al. 1981) sur des scolioses thoraciques sévères (Cobb moyen 48°). Il a décrit des paramètres morphologiques de la cage thoracique qui influencent la fonction respiratoire dont : le diamètre antéro-postérieur, la surface pulmonaire totale et la rotation axiale des vertèbres en

T8 et T9 (Takahashi, Suzuki et al. 2007). Cette étude confirme que plus la scoliose est grave, plus l'hypocyphose thoracique est importante plus le retentissement sur la fonction pulmonaire est important. Le retentissement de l'hypocyphose s'est traduit par la description de l'index de pénétration rachidien. L'index de pénétration rachidien est un concept décrit par Dubousset et al. (Dubousset, Wicart et al. 2002; Dubousset, Wicart et al. 2003) qui propose une quantification du retentissement de cette hypocyphose sur la cage thoracique. L'index de pénétration rachidienne est représenté par le volume, (si on parle 3 dimensions), ou la surface (si on parle simplement en coupes scannographiques), occupé par la pénétration du rachis et de ses éléments accompagnateurs (muscles, graisse, côtes, etc..., voire espace vide) à l'intérieur de la cage thoracique. En effet, la perte de la cyphose thoracique dans la scoliose thoracique est quantifiable comme une gibbosité intrathoracique. Cet index pourrait donc être corrélé à la détérioration de la fonction pulmonaire.

L'effet des corsets dépend également de la transformation de l'action théorique à mener sur la courbure en action effective sur le tronc du patient. Cette étape correspond à la fabrication du corset. Historiquement, les mesures et le moulage se font par le biais d'une empreinte plâtrée retravaillée par la main de l'orthoprothésiste. L'évolution technologique a permis de développer des outils de conception assistée par ordinateur (Labelle, Bellefleur et al. 2007). R. Kohler et son équipe a développé un système de capteur optique (ORTEN) qui permet d'étudier la déformation 3D de l'enveloppe externe du tronc (Kohler, Cottalorda et al. 1996). Cette technique a été décrite comme aussi efficace que le moulage par plâtre dans la confection des corset (Cottalorda, Kohler et al. 2005). La difficulté reste de donner la bonne information au logiciel pour permettre la meilleure correction. La prédiction de la correction est un des éléments essentiels à la réalisation d'un corset. A l'expérience empirique de terrain s'ajoute désormais la modélisation en éléments finis.

Les études de modélisation en éléments finis menées jusqu'à présent confirment les résultats des études cliniques (Tableau 2). Il s'agit de modèles de corsets paramétriques ou spécifiques, Boston (Perie, Aubin et al. 2003), Charleston (Clin, Aubin et al.), CTM (Perie, Sales De Gauzy et al. 2002)) (Figure 34). La géométrie et la pression à l'interface corset-peau sont modifiées afin d'envisager les différentes possibilités de correction. La rigidité des modèles de scolioses sont dans certains cas variables également. Ces études sont des aides à la conception de corsets spécifiques. Toutefois, ces études doivent s'appuyer sur une géométrie 3D fiable de la cage thoracique en position debout. Or, aucune méthode de reconstruction 3D de la cage thoracique en position debout n'a été validée. De plus, ces modèles, pour être validés, ont besoin de données cliniques de comparaison. Or, l'effet tridimensionnel des corsets n'a été que très peu étudiés dans la littérature.

FIGURE 34 MODELE EN ELEMENTS FINIS DU CORSET (C) ET DU CORSET INSTALLE SUR LE PATIENT (D). (CLIN, AUBIN ET AL.)



L'effet des corsets dépend enfin de la compliance au traitement. Et c'est probablement l'effet le plus important car un corset qui n'est pas porté n'est évidemment pas efficace. Un corset doit être porté au minimum 20h/24h pour avoir un effet optimal (Helfenstein, Lankes et al. 2006). Or l'acceptation et la tolérance au traitement sont difficiles. L'acceptation passe par la compréhension de la maladie et surtout de son potentiel d'aggravation. La tolérance comporte plusieurs aspects liés au confort mais surtout au retentissement psychologique consécutif au handicap et à l'esthétique. Ces aspects doivent être abordés à la consultation dès l'annonce du traitement. Des dispositifs de mesure de pression ou de température (Helfenstein, Lankes et al. 2006) permettraient de quantifier le temps de port réel du corset.

TABLEAU 1 TABLEAU DE SYNTHÈSE DES ÉTUDES CLINIQUES SUR L'EFFICACITÉ DES CORSETS

Auteurs	Nombre de patients	Type de corset	Indication	Cobb init	Critères d'évaluation	
					2D	3D
Zeh, 2008	20	Triac Brace	L et T	26(9)	Cobb	
Yrjonen, 2006	38	Providence nighttime brace	<T10	28	Cobb	
Schmitz, 2005	38	CTM	T	>20	Cobb	IRM : Translation angle of the apical vertebra
Bernard, 2005	115	CMCR	TL/Comb		Cobb	
Spoonamore, 2004	71	Rosenberger	Tout	29	Cobb	
Gabos, 2004	91	Wilmington	Tout		Cobb	
Wong, 2003	80	TLSO	Tout	36	Cobb	
Trivedi, 2001)	42	Charleston	T/L/TL	30	Cobb	
Karol, 2001	112	Mil/Charl/Boston	King..	33	Cobb	
D'Amato, 2001	102	Providence nighttime brace	T/L/TL	<35	Cobb	
Korovessis, 2000	24	TLSO	T/L	30	Cobb	
Willers, 1993	25	Boston	Tout		Cobb	Tomographie : RVA / Diamètre sagittal
Nachemson 1995	240	Platic brace	T	30-35	Cobb	
Wong 2008	43	SpineCor vs Rigid brace	Tout	25	Cobb	
Lonstein,1994	1020	Milwaukee	Tout	30	Cobb	
Michel, 1986	52	Traitement orthopédique Lyonnais	Tout	32	Cobb	

TABEAU 2 TABLEAU DE SYNTHÈSE DES MODELES DE CORSETS EN ELEMENTS FINIS

Auteurs	Nombre de patients inclus	Corset	Paramètres géométriques rachidiens	Paramètres corset	Paramètres de cage thoracique	Méthodes utilisées	Paramètres rachis	Validation de la méthode
Clin, 2010	1	Paramétré	Angle de Cobb / cyphose / lordose / Gibbosité/ RVA	Géométrie / Pressions	0	FEM S SPE	Rigidité	Non
Perie, 2004	3	Boston	Courbure Face et Profil	Pressions	0	FEM S SPE	0	Non
Perie, 2003	12	Boston	Angle de Cobb	Pressions	0	FEM S SPE	0	Non
Perie, 2002	8	CTM	Angle de Cobb	Pressions	0	FEM S SPE	0	Non

CONCLUSION

L'enjeu principal dans la prise en charge des scolioses est la prédiction du risque d'aggravation. Les travaux réalisés au LBM ont permis de décrire un schéma spécifique 3D qui semble apparaître très tôt avant l'aggravation de la scoliose. L'objectif est désormais de préciser si ce schéma spécifique 3D est spécifique à la scoliose thoracique ou bien s'il est similaire quelque soit la topographie de la scoliose. Il convient également de confirmer les résultats obtenus précédemment à plus grande échelle. Notre contribution à l'analyse des facteurs biomécaniques d'aggravation des scolioses modérées fera l'objet du chapitre 3.

L'amélioration de la prédiction des facteurs d'aggravation et la détection des scolioses évolutives n'enlève rien à l'enjeu thérapeutique. La question reste entière sur les modalités de traitement des scolioses évolutives ou prédites comme telles. Le traitement conservateur qu'est le traitement par corset reste très controversé. Mais la plupart des études analysées sont des études statistiques globales. Elles masquent l'effet spécifique d'un traitement qui met en jeu un grand nombre de variables différentes que recouvrent les propriétés biomécaniques de la scoliose, le type de corset et surtout l'expérience et le savoir faire de l'orthoprothésiste.

Les corsets semblent toutefois efficaces sur la stabilité de l'angle de Cobb mais leur efficacité sur le plan transversal et les rotations axiales a été peu étudiée. Or il semble, au vu des travaux réalisés sur les facteurs d'aggravation présentés plus haut, que le plan transversal soit fondamental à contrôler pour éviter la progression des scolioses. L'analyse de l'efficacité des corsets dans les 3 plans de l'espace semble donc nécessaire pour améliorer la compréhension des modalités de correction et de conception des corsets. L'analyse tridimensionnelle de l'effet des corsets fera l'objet du chapitre 4.

Les mécanismes de correction tridimensionnelle des corsets sont peu connus. Toutefois, il a été montré dans la littérature que la détérioration de l'équilibre sagittal à l'étage thoracique peut avoir des conséquences néfastes sur la cage thoracique. La cage thoracique reste très peu étudiée en pratique clinique courante en partie en raison du manque de méthode d'analyse tridimensionnelle fiable et reproductible, en position debout, validée chez le patient scoliotique. Toutefois, le développement au LBM de l'imagerie 3D a permis l'élaboration de nouvelles méthodes de reconstruction 3D de la cage thoracique chez les patients sains (Jolivet, Sandoz et al.). La validation de la méthode de reconstruction de la cage thoracique chez les patients scoliotiques fera l'objet du chapitre 5. Dans le chapitre 6, nous aborderons l'effet des corsets sur la cage thoracique.

CHAPITRE 3 - CONTRIBUTION AUX TRAVAUX DE RECHERCHE SUR LES FACTEURS BIOMECHANIQUES D'AGGRAVATION DES SCOLIOSES MODEREES

INTRODUCTION

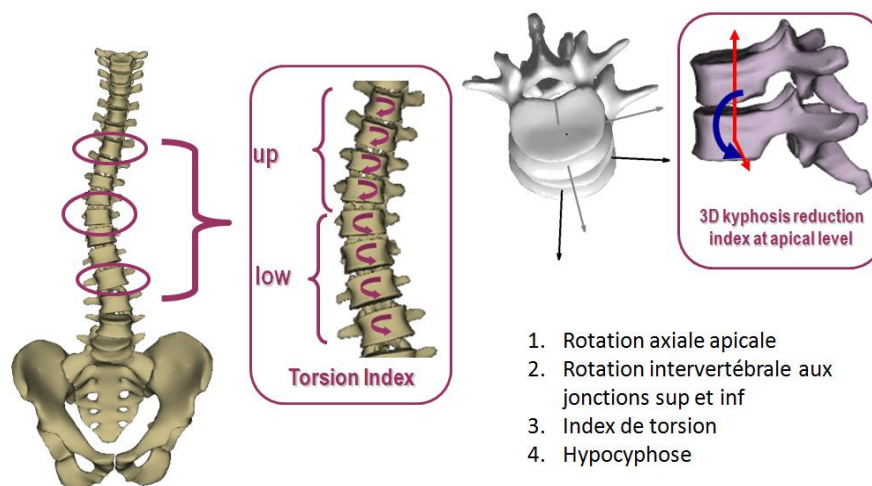
Les facteurs biomécaniques d'aggravation des scolioses modérées font partie d'une thématique de travail développée au LBM depuis plusieurs années à travers les thèses de N. Champain (Champain 2004) et X. Drevelle (Drevelle 2011) plus récemment. Le rationnel est que des anomalies tridimensionnelles du rachis seraient présentes précocément dans l'évolution de la scoliose. Ces anomalies seraient à l'origine de la défaillance mécanique de l'ensemble du rachis et participeraient à l'aggravation de la scoliose.

Le travail de X. Drevelle a permis la mise en place et la validation sur 49 scolioses modérées d'une méthode d'évaluation du risque de progression au premier examen. Cette méthode est basée sur l'analyse géométrique tridimensionnelle et sur l'analyse factorielle discriminante. Un schéma spécifique tridimensionnel a été utilisé pour caractériser les scolioses évolutives. Ce schéma de déformation peut apparaître dès le premier examen des scolioses modérées et être lié à un haut risque de progression de la déformation. L'outil mis en place pourrait fournir des informations supplémentaires en routine clinique dès le premier examen du patient.

Le schéma spécifique 3D est composé de 6 paramètres qui ont permis d'obtenir une classification statistique des scolioses modérées étudiées basée sur le risque de progression et non pas sur des considérations topologiques. Les paramètres utilisés étaient (Figure 35):

1. La rotation axiale apicale
2. La rotation intervertébrale en zone jonctionnelle supérieure
3. La rotation intervertébrale en zone jonctionnelle inférieure
4. L'index de torsion
5. L'indice d'hypocypose en zone apicale.
6. L'angle de Cobb

FIGURE 35 SCHEMAS REPRESENTANT 5 DES 6 PARAMETRES 3D UTILISES DANS L'INDICE DE SEVERITE



Un indice de sévérité issu des valeurs de ces paramètres a été décrit. Une valeur inférieure à 0,4 signe une scoliose non évolutive, une valeur supérieure à 0,8 signe au contraire une scoliose évolutive.

Dans une première partie de ce travail de thèse, nous avons poursuivi le travail de collecte des scolioses modérées afin d'augmenter la base de donnée dans le but de renforcer les résultats obtenus dans la thèse de X. Drevelle (Drevelle 2011). Les travaux précédents ont permis de mettre l'accent sur l'intérêt du plan transversal dans la prédiction du risque d'aggravation des scolioses modérées. Nous avons voulu préciser si le schéma spécifique 3D relatif au plan transversal était dépendant de la topographie de la courbure scoliotique. Autrement dit, est-ce que ce schéma spécifique est une caractéristique de la « maladie » scoliose indépendante du type de courbure ?

MATERIELS ET METHODES

PATIENTS

Cent onze patients ayant une scoliose modérée ont été inclus dans l'étude et ont eu une reconstruction du rachis à l'aide du système EOS (EOS-Imaging). A la différence de la thèse de X. Drevelle où seuls des patients Risser 0 ou 1 ont été inclus, tous les patients ont été inclus quelque soit leur maturité osseuse.

Ces 111 patients comptent 78 filles et 33 garçons. L'âge moyen lors de l'examen radiographique était de 11 ans [8-14]. 91 étaient Risser 0 ou 1, 7 étaient Risser 2, 8 étaient Risser 3 et 5 étaient Risser 4. Les critères d'inclusion étaient un angle de Cobb supérieur à 4° et inférieur à 25°. L'angle de Cobb moyen était de 14° (5°).

Il y avait 57 scolioses thoraciques (Apex entre T1 et T11), 25 thoraco-lombaires (Apex entre T12 et L1) et 29 lombaires (Apex entre L2 et L5).

Parmi les 111 patients inclus dans l'étude, seuls 78 avaient un suivi en fin de croissance soit grâce à un suivi régulier soit parce que l'examen avait été réalisé en fin de croissance. Parmi ces 78 patients, se trouvent repris les 49 patients inclus dans la thèse de X. Drevelle. Les patients qui n'ont pas de suivi en fin de croissance ont été inclus pour l'analyse morphologique.

Les paramètres 3D ont été calculés à l'aide du logiciel Stereos (EOS-Imaging).

Quatre paramètres du plan transversal issus des 6 paramètres précédemment cités ont été isolés pour l'analyse morphologique.

1. La rotation axiale apicale (RVA)
2. La rotation intervertébrale en zone jonctionnelle supérieure (RIAS)
3. La rotation intervertébrale en zone jonctionnelle inférieure (RIAI)
4. L'index de torsion

ANALYSE STATISTIQUE

Une analyse statistique a été réalisée sur la population de 111 patients ayant une scoliose modérée. Les valeurs moyennes de chacun des paramètres du plan transversal ont été comparées par un test t-Student ($p=0.001$) entre les thoraciques hautes (apex entre T6 et T9) et thoraciques basses (apex entre T9 et T11), les thoraco-lombaires et les lombaires. Les différences ont été considérées comme significatives pour $p=0.001$.

Afin d'analyser la combinaison de l'ensemble des paramètres, une analyse par « groupage » a été ensuite réalisée. Seuls les patients dont le devenir en fin de croissance était connu ont été inclus dans cette analyse. Les 78 patients décrits plus haut ont été retenus. Il y avait 56 filles et 23 garçons. L'angle de Cobb moyen était de $14^\circ(5^\circ)$. Il y avait 40 scolioses thoraciques (Apex entre T1 et T11), 18 thoraco-lombaires (Apex entre T12 et L1) et 20 lombaires (Apex entre L2 et L5). Les paramètres du plan transversal précédemment cités ont été utilisés pour l'analyse par simple K-means.

L'analyse statistique a été réalisée dans SPSS version 12.0.1 pour Windows et l'analyse par groupe réalisée dans Weka version 3.6.2 (Hamilton, NZ) en utilisant une analyse simple K-means.

SUIVI

Soixante dix huit patients sur 111 ont été suivis jusqu'à maturité osseuse afin de documenter le caractère stable ou progressif de chaque scoliose. Le devenir effectif a été ensuite comparé au groupe dans lequel était affecté chaque patient. Le critère de progression était une augmentation de l'angle de Cobb de plus 5° à l'occasion de 2 examens consécutifs ou la mise en route d'un traitement orthopédique.

RESULTATS

Les valeurs des différents paramètres pour les 111 patients de l'étude sont présentées ci après.

L'analyse de chacun des paramètres du plan transversal n'a montré aucune différence significative entre courbures thoraciques hautes (apex entre T6 et T9) et thoraciques basses (apex entre T9 et T11), les thoraco-lombaires et les lombaires (Tableau 3).

TABLEAU 3 P VALUES POUR CHACUN DES PARAMETRES EN FONCTION DE LA TOPOGRAPHIE

Student T -test	Torsion	RIAI	RIAS	RVA	Cobb
Lombaire vs Thoracolombaire	0,637	0,743	0,598	0,823	0,871
Thoracique haute (TH) vs (TL)	0,003	0,717	0,075	0,040	0,944
Thoracique basse (TB) vs TL	0,173	0,593	0,285	0,381	0,713
TH vs L	0,003	0,287	0,090	0,143	0,269
TB vs L	0,124	0,866	0,474	0,438	0,173

L'analyse par groupe des 78 patients dont le devenir en fin de croissance était connu a permis d'identifier 2 groupes après 3 itérations automatiques. 33 (42%) patients ont été classés dans un premier groupe et 45 (58%) patients dans un second groupe. Chacun des 2 groupes était composé de courbures thoraciques, thoraco-lombaires et lombaires. Dans le groupe 1, on notait 17 thoraciques, 10 thoraco-lombaires et 6 lombaires ; dans le groupe 2, on notait 23 thoraciques, 8 thoraco-lombaires et 14 lombaires (Tableau 4).

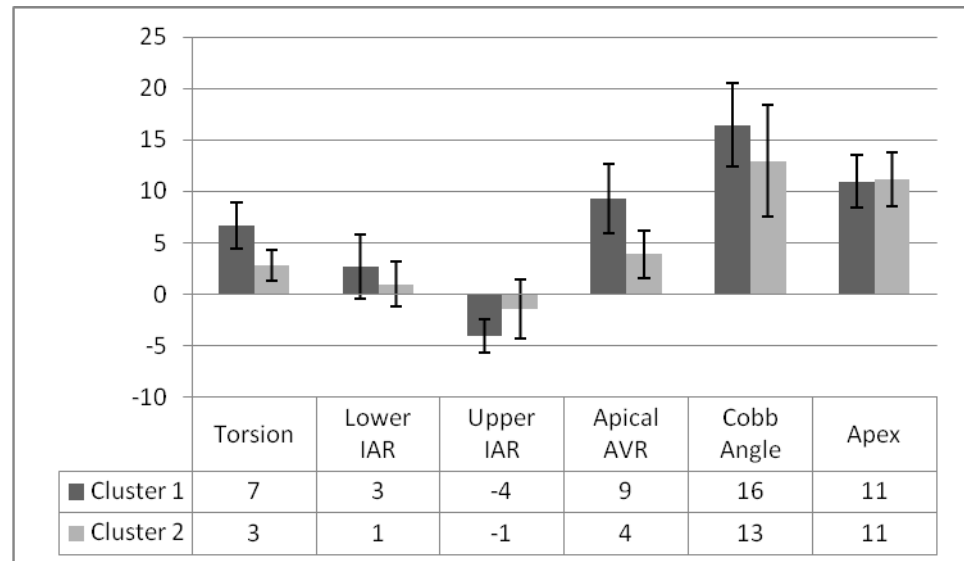
TABLEAU 4 REPARTITION DES TYPES DE COURBURES DANS CHACUN DES GROUPES

	<i>T</i>	<i>TL</i>	<i>L</i>
Groupe 1	17	10	6
Groupe 2	23	8	14

L'angle de Cobb moyen dans le Groupe 1 était de 16°(4) et 13°(5) ($p=0,001$). Le test de Student réalisé entre les deux groupes n'a montré aucune différence significative concernant la position de la vertèbre apicale, c'est à dire le type de courbe. En revanche, les différences étaient significatives concernant l'ensemble des paramètres du plan transversal : l'index de torsion ($p<<0,001$), la RIA supérieure et inférieure ($p<<0,001$) et la rotation axiale de la vertèbre apicale ($p<<0,001$). La différence d'angle de Cobb peut être considérée comme à la limite de la significativité entre les deux groupes ($p=0,001$).

Les valeurs de ces paramètres étaient plus élevées dans le Groupe 1 que dans le Groupe 2 (Tableau 5). La valeur moyenne de torsion était de 4° supérieures dans le Groupe 1 (7° (2°)) que dans le Groupe 2 (3° (1°)). La valeur moyenne de la RIA supérieure était de 3° supérieures dans le Groupe 1 (-4° (2°)) que dans le Groupe 2 (-1° (3)). °)). La valeur moyenne de la RIA inférieure était de 2° supérieure dans le Groupe 1 (3° (3°)) que dans le Groupe 2 (1° (2°)). La valeur moyenne de RVA dans les groupe 1 (9° (3°)) était 5° plus haute que dans le groupe 2 (4° (2°)).

TABEAU 5 VALEURS MOYENNES DES PARAMETRES DU PLAN TRANSVERSAL DANS CHACUN DES GROUPES.



Corrélation entre les résultats du « clustering » et la progression effective.

Trente patients sur les 33 (91%) classés dans le groupe 1 avaient une courbure progressive ou ont eu besoin d'un corset pendant le suivi. Trente trois patients sur les 45 (73%) classés dans le Groupe 2 sont restés stables en fin de croissance.

DISCUSSION

Dans ce premier chapitre nous avons voulu confirmer les résultats obtenus dans la thèse de X. Drevelle (Drevelle 2011).

Les résultats de l'analyse statistique réalisée sur l'ensemble de la population ont montré qu'il n'existe pas de différence significative concernant chaque paramètre du plan transversal entre les localisations des courbures scoliotiques. Par ailleurs, le « clustering » n'a pas permis de distinguer de schéma spécifique du plan transversal spécifique à une topographie de courbure. Le nombre de courbures thoraciques, thoraco-lombaires et lombaires est équivalent dans chacun des groupes. De plus, il n'a pas été montré de différence significative entre la position des vertèbres apicales dans chacun des groupes ($p=0,48$).

Les résultats de X. Drevelle montrent qu'il existe un schéma spécifique des scolioses à risque d'aggravation. Ce schéma spécifique siège en particulier dans plan transversal. Ce schéma spécifique 3D est indépendant de la localisation de la courbure scoliotique. Il semble donc que la « maladie » scoliose est similaire quelque soit la localisation sur la colonne vertébrale.

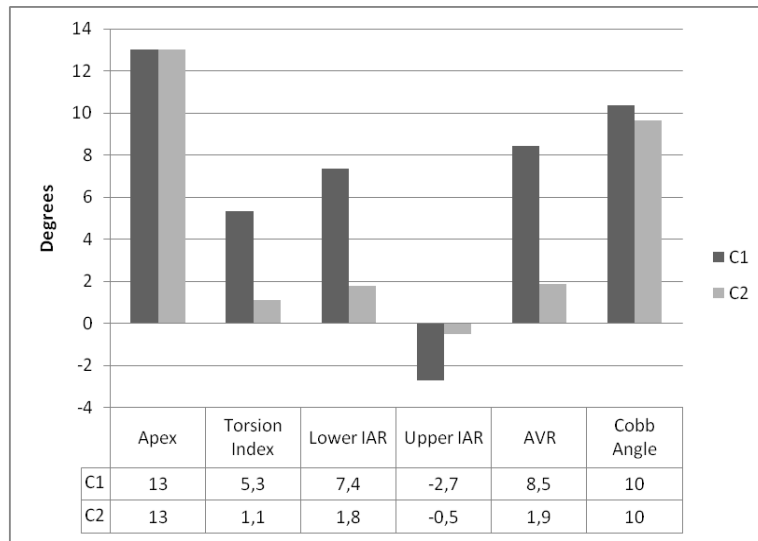
La différence d'angle de Cobb était à la limite de la significativité entre les 2 groupes. Ceci confirme l'importance de l'angle de Cobb comme facteur de risque de progression. Par ailleurs, l'angle de Cobb et les paramètres du plan transversal sont dépendants. Plus l'angle de Cobb s'aggrave plus la rotation axiale de la vertèbre apicale est importante. Cette équation est valable pour les scolioses déjà sévères. Nos résultats montrent que ce n'est pas valable pour les scolioses les plus faibles. En effet, il est intéressant de comparer certains patients appartenant à chacun des 2 groupes. Il existe en effet une discordance entre l'angle de Cobb et les paramètres du plan transversal.

Par exemple, prenons 2 patients, l'un dans le groupe 1 et l'autre dans le groupe 2 avec le même angle de Cobb (10°) et le même type de courbure (même apex). Malgré, la faible amplitude de l'angle de Cobb on peut noter la différence de schéma spécifique du plan transversal entre les 2 groupes. Les valeurs de rotation vertébrales, intervertébrales et de torsion sont plus élevées chez le patient appartenant au groupe 1 qui va s'aggraver que chez le patient appartenant au groupe 2 qui va rester stable (Figures 36 et 37).

FIGURE 36 RECONSTRUCTION EOS DE 2 PATIENTS AYANT UNE SCOLIOSE DE MEME ANGLE DE COBB ET DE MEME APEX EN VUE DE DESSUS ET VUE DE FACE.



FIGURE 37 VALEURS DES PARAMETRES POUR LES DEUX PATIENTS FIGURE 2



CONCLUSION

L'amélioration des techniques de reconstructions 3D a permis d'obtenir des paramètres 3D fiables qui permettent de distinguer à un stade précoce les scolioses potentiellement graves. Ces paramètres par le biais de l'indice de sévérité sont aisément utilisables en pratique clinique quotidienne. L'ensemble de ces résultats mérite toutefois d'être confirmé à grande échelle. Il s'agit en effet d'une avancée majeure dans le suivi des scolioses idiopathiques qui peut permettre d'anticiper l'aggravation et d'offrir de nouvelles perspectives pour optimiser le traitement.

CHAPITRE 4 – EFFICACITE DES CORSETS

INTRODUCTION

Le corset est le traitement de choix des scolioses pendant la période de croissance. Mais la diversité des types de corsets est révélatrice d'un manque de consensus sur les méthodes de corrections. Toutefois, les principes de conception de l'ensemble des corsets sont similaires. De manière empirique, l'appui doit être sous l'apex de la courbe avec des contre-appuis en zones jonctionnelles. Des zones d'expansion doivent être ménagées pour permettre au tronc de bouger. Il y a la théorie mais en pratique clinique la conception d'un corset dépend du type de courbure et de sa sévérité, de l'expérience de l'orthoprothésiste et surtout de la compliance du patient.

L'effet des corsets, nous l'avons vu dans le chapitre 2, a été évalué dans des séries hétérogènes, souvent uniquement par l'angle de Cobb et par des statistiques globalisantes (Negrini, Minozzi et al.; Michel, Caton et al. 1987; Willers, Normelli et al. 1993; Lonstein and Winter 1994; Nachemson and Peterson 1995; Korovessis, Kyrkos et al. 2000; D'Amato, Griggs et al. 2001; Karol 2001; Trivedi and Thomson 2001; Wong, Lee et al. 2003; Gabos, Bojeskul et al. 2004; Spoonamore, Dolan et al. 2004; Bernard, Jemni et al. 2005; Schmitz, Konig et al. 2005; Wong, Cheng et al. 2008; Zeh, Planert et al. 2008). Cependant, des courbures de topographies et de sévérités différentes, différents types de corsets et des conceptions différentes ne peuvent pas être analysées ensemble. L'effet des corsets vu sous cet angle est forcément controversé. Il reste toutefois acquis, pour la plupart, que comparé à l'histoire naturelle de la scoliose, le corset permet de prévenir la progression (Duval-Beaupere and Lamireau 1985; Nachemson and Peterson 1995) d'une courbure scoliothique de moins de 35°. Cependant, il existe un manque de connaissance sur l'effet des corsets sur l'équilibre sagittal et plus particulièrement sur les paramètres du plan transversal.

Nous l'avons vu, le développement des méthodes d'imagerie 3D et notamment de la stéréoradiographie biplanaire permet une nouvelle approche de la déformation du rachis en 3D et en position debout. Ces méthodes ont été validées chez des patients sains et chez des patients scoliothiques (Pomero, Mitton et al. 2004; Gille, Champain et al. 2007; Humbert, Carlioz et al. 2008; Humbert, De Guise et al. 2009). L'objectif de cette étude est d'évaluer la variabilité de l'effet du traitement par corset sur la forme tridimensionnelle du rachis de patients scoliothiques.

MATERIELS ET METHODES

Protocole d'imagerie et reconstruction 3D

Trente patients atteints d'une scoliose idiopathique ont été inclus dans l'étude dont 7 garçons et 23 filles d'âge moyen 11 ans [8 – 14]. Il leur a été demandé de venir réaliser un examen radiographique de la colonne vertébrale sans et avec corset.

Parmi ces patients, 20 avaient une scoliose thoracique [Apex T3-T10], 5 avaient une scoliose thoracolombaire [Apex T12-L1] et 5 avaient une scoliose lombaire [Apex L2-L5]. Dix patients étaient Risser 0 ou 1, 7 étaient Risser 2, 8 étaient Risser 3 et 5 étaient Risser 4 lors de l'examen. L'angle de Cobb moyen de cette population était de 28° (15°).

Tous ces patients étaient déjà traités par un corset depuis plus de 6 mois. Les types de corsets utilisés étaient des corsets de type CTM dans 18 cas, Milwaukee dans 5 cas, GTB dans 3 cas, Lyonnais dans 2 cas et Charleston dans 2 cas.

Chacun des patients a eu un examen radiographique par le système EOS (Eos-Imaging) avec et sans son corset afin d'obtenir l'effet immédiat du corset sur le rachis. Les reconstructions ont été réalisées sur le logiciel Stereos (Eos-Imaging). Le protocole d'imagerie a été validé par le CCPPRB 6001.

Le jour de l'examen radiographique, tous les patients ont été invités à venir sans leur corset. Nous leur demandions un délai minimum d'une heure sans corset avant la première radiographie. Chaque examen a été réalisé en « free standing position ». Après le premier examen, le patient mettait son corset comme d'habitude. Le second examen radiographique était alors réalisé dans les mêmes conditions que le premier.

Les deux acquisitions radiographiques du rachis étaient alors reconstruites en 3D à l'aide du logiciel Stereos. Les paramètres morphologiques du rachis étaient alors automatiquement calculés. Les paramètres en question étaient :

- Dans le plan frontal, seul l'angle de Cobb a été mesuré.
 - Dans le plan sagittal, la cyphose thoracique (T4-T12), la lordose lombaire (L1 – L5)
 - Les paramètres pelviens (Incidence, version pelvienne et pente sacrée) ont été mesurés.
 - Dans le plan axial, 4 paramètres du plan transversal, précédemment décrits comme paramètres 3D déterminants dans la prédiction du risque d'aggravation des scolioses modérées ont été calculés (Drevelle 2011).
1. La rotation axiale de la vertèbre apicale (RVA)
 2. La rotation intervertébrale en zone jonctionnelle supérieure
 3. La rotation intervertébrale en zone jonctionnelle inférieure
 4. L'index de torsion

Analyse des données

Les valeurs de l'ensemble des paramètres décrits ci-dessus ont été collectés avec et sans le corset à partir des reconstructions 3D. Pour chacun des paramètres et pour chaque patient la variation des valeurs a été définie comme : augmentée, quand il était noté une augmentation des valeurs de plus (ou égal) de 5°, inchangée en dessous de 5° et diminuée lorsqu'il était noté une diminution des valeurs de plus de 5°.

Une analyse statistique a été réalisée afin de comparer les valeurs avant et après corset. Les données ont été analysées sur Excel (Microsoft*) par un test T de Student unilatéral pour des variables appariées. Le seuil de significativité utilisé était pour une valeur de $p = 0,001$.

RESULTATS

La variabilité des valeurs de chaque paramètre est présentée dans le Tableau 6.

L'angle de Cobb a été amélioré de plus de 5° dans 15 cas (50%) et est resté inchangé dans 15 cas (50%). Parmi les 15 patients qui ont présenté une diminution de l'angle de Cobb, 11 ont diminué de plus de 10° (36%). La lordose L1-L5 a diminué dans 2 cas, est restée inchangée dans 11 (37%) et a augmenté dans 17 cas (57%). La RVA a diminué (max 14°) dans 8 cas (26%), est restée inchangée dans 15 cas (50%) et a augmenté dans 7 cas (23%). L'incidence pelvienne a diminué dans 8 cas (27%), est restée inchangée dans 18 cas (60%) et a augmenté dans 4 cas (13%).

La statistique globale est présentée dans la série est présentée dans le Tableau 7.

Dans le plan frontal, on a noté une diminution significative ($p < 0,001$) de l'angle de Cobb moyen sans 28°(SD 15°) et avec 22°(SD 14°).

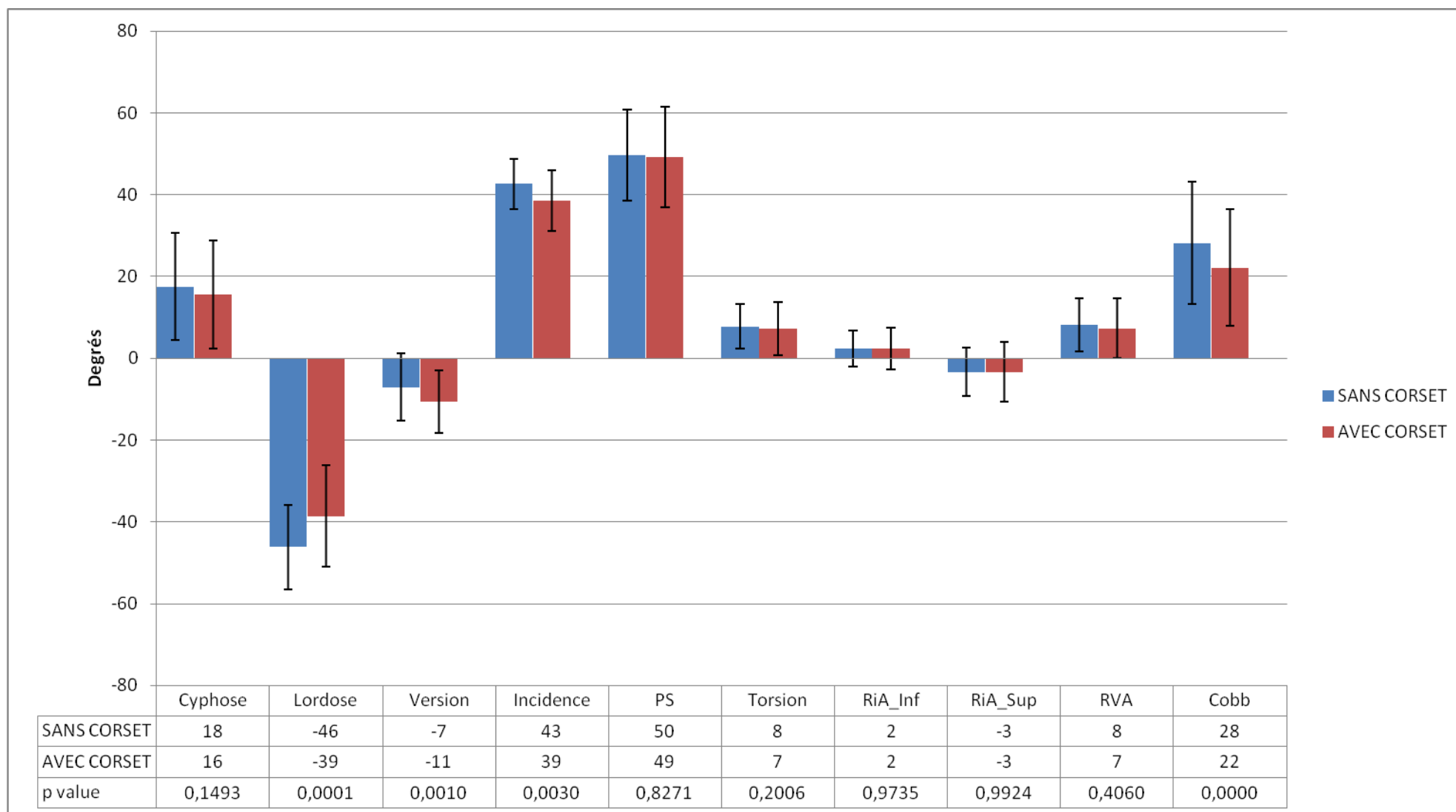
Dans le plan sagittal, il a été noté une diminution significative de la lordose lombaire ($p < 0,001$) avec -39°(SD 12°) par rapport à sans -46°(SD 10°) corset. Il a été noté une augmentation significative ($p = 0,001$) de l'angle de version de pelvienne avec -11°(SD 8°) par rapport à sans -7°(SD 8°) corset. Il a été noté une diminution de l'incidence pelvienne à la limite de la significativité ($p = 0,003$) avec 39°(7°) par rapport à sans 43°(SD 6°) corset. Il n'a pas été noté de modification significative de la cyphose thoracique ($p = 0,14$) ni de la pente sacrée ($p = 0,82$).

Dans le plan transversal, aucune modification significative de la moyenne des paramètres du plan transversal n'a été observée : tant pour la RVA ($p = 0,4$) avec une moyenne de 8°(SD 7°) sans et 7°(SD 7°) avec corset, la RIAsup ($p = 0,99$), avec une moyenne de -3°(SD 6°) sans et -3°(SD 7°) avec corset, la RIAinf ($p = 0,97$), avec une moyenne de 2°(SD 4°) sans et 2°(SD 5°) avec corset et la torsion ($p = 0,2$), avec une moyenne de 8°(SD 5°) sans et 7°(SD 6°) avec corset.

TABLEAU 6 VARIABILITE DES PARAMETRES SANS ET AVEC CORSET POUR CHAQUE PATIENT.

Variation	Cobb		Paramètres sagittaux				Paramètres pelviens						Paramètres du plan transversal							
			Cyphose		Lordose		Version		Incidence		Pente sacrée		Torsion		RIA inf		RIA sup		RVA	
Augmentation	0	(0%)	6	(20%)	17	(57%)	1	(3%)	4	(13%)	0	(0%)	2	(7%)	7	(23%)	8	(27%)	7	(23%)
Inchangée	15	(50%)	14	(47%)	11	(37%)	20	(67%)	18	(60%)	17	(57%)	22	(73%)	18	(60%)	16	(53%)	15	(50%)
Diminution	15	(50%)	10	(33%)	2	(7%)	9	(30%)	8	(27%)	13	(43%)	6	(20%)	5	(17%)	6	(20%)	8	(27%)

TABLEAU 7 TABLEAU DE SYNTHÈSE DES RESULTATS STATISTIQUES DES PARAMETRES TRIDIMENSIONNELS SANS ET AVEC CORSET.



DISCUSSION

L'objectif de cette étude est d'évaluer la variabilité de l'effet du traitement par corset sur la forme tridimensionnelle du rachis de patients scoliotiques. Les résultats montrent la grande variabilité de l'effet des corsets sur tous les paramètres 3D analysés ce qui contraste avec l'analyse statistique globale qui montre seulement une modification significative de l'angle de Cobb et de la lordose.

Plusieurs limites sont d'abord à discuter.

Plusieurs types de corsets ont été inclus dans cette étude. Tous les corsets ont été conçus dans des centres différents. L'objectif de l'étude était d'extraire les effets constants et variables liés au port du corset quelque soit le type de corset utilisé afin d'en extraire une base de travail pour les futures études. Le nombre de patients inclus dans l'étude était par ailleurs insuffisant pour permettre une comparaison entre les différents types de corsets.

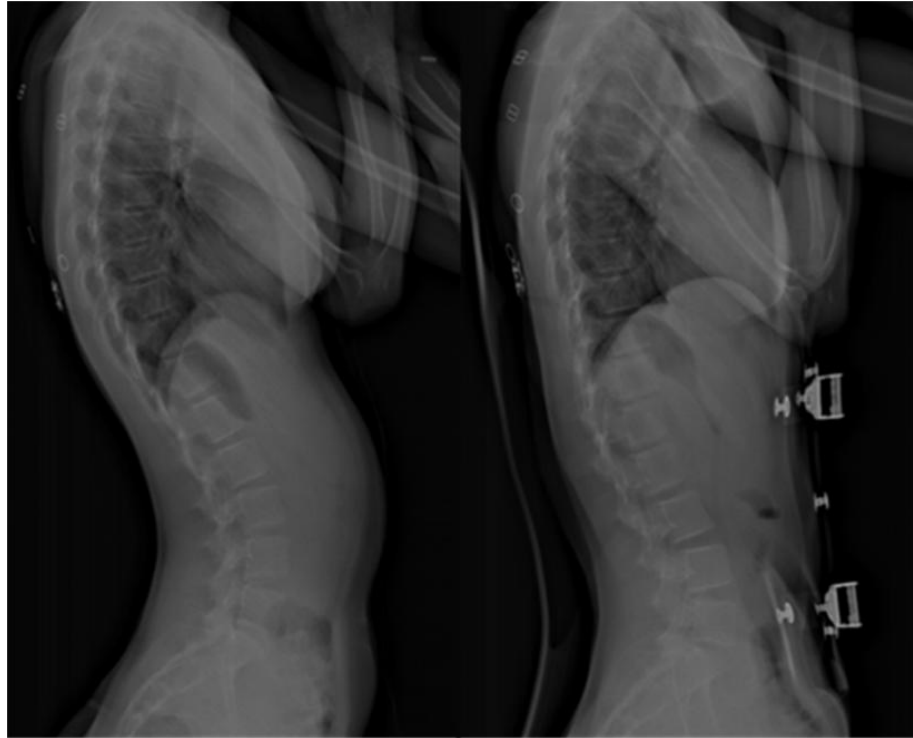
Classiquement, l'objectif principal du traitement par corset est d'améliorer mais surtout de stabiliser la forme du rachis scoliotique. Cette étude montre l'effet immédiat « extemporané » de chacun des corsets mais elle ne permet pas de juger leur action progressive dans le temps si celle-ci existe. Cependant, il semble logique que plus la correction initiale est importante plus la stabilisation de la courbure par le corset sera facile. L'action immédiate du corset sur la déformation est donc primordiale.

Si on considère uniquement les résultats statistiques globaux, nos résultats rejoignent ceux de la plupart des précédentes études de la littérature (Michel, Caton et al. 1987; Chase, Bader et al. 1989; Lonstein and Winter 1994; Rowe, Bernstein et al. 1997; Wong and Evans 1998; D'Amato, Griggs et al. 2001; Trivedi and Thomson 2001; Wong, Lee et al. 2003; Spoonamore, Dolan et al. 2004; Bernard, Jemni et al. 2005; Schmitz, Konig et al. 2005; Yrjonen, Ylikoski et al. 2006; Zeh, Planert et al. 2008; Szwed, Kolban et al. 2009). Les résultats ont montrés une diminution significative de l'angle de Cobb qui est l'effet principal escompté du traitement par corset. Même si la diminution de l'angle de Cobb est significative, elle n'est pas constante dans cette série. L'amplitude de correction était très variable allant de 0° à 16°. Seulement 50% des patients inclus dans cette étude ont eu une amélioration de leur angle de Cobb par le corset. Plusieurs facteurs sont impliqués dans l'efficacité des corsets comme par exemple la topographie et la rigidité des courbures scoliotiques ainsi et surtout les modalités de conception. Il est prématuré à ce stade de l'analyse de proposer des facteurs déterminants.

La plupart des précédentes séries cliniques se sont focalisée sur l'angle de Cobb. Cependant les paramètres sagittaux et transversaux sont primordiaux car il est certes important de stabiliser l'angle de Cobb mais il ne faut pas créer d'effets néfastes sur l'équilibre sagittal et les paramètres du plan transverse. Dans le plan sagittal, nous avons pu constater un effet délorsant de la région lombaire (Figure 38). Cet effet délorsant a été longtemps recherché par les concepteurs de corset pour décoapter les articulaires et faire saillir les transverses pour améliorer l'effet

des appuis lombaires. Cette délordose devait aussi contribuer à réduire la scoliose par effet de couplage mécanique. Actuellement, la délordose n'est plus recommandée compte tenu de son effet indésirable sur l'équilibre sagittal du rachis (Kohler, Bérard et al. 1997). En diminuant la lordose lombaire on diminue par adaptation posturale la cyphose thoracique qui est déjà diminuée par la scoliose elle-même.

FIGURE 38 EFFET HYPOLORDOSANT DU CORSET

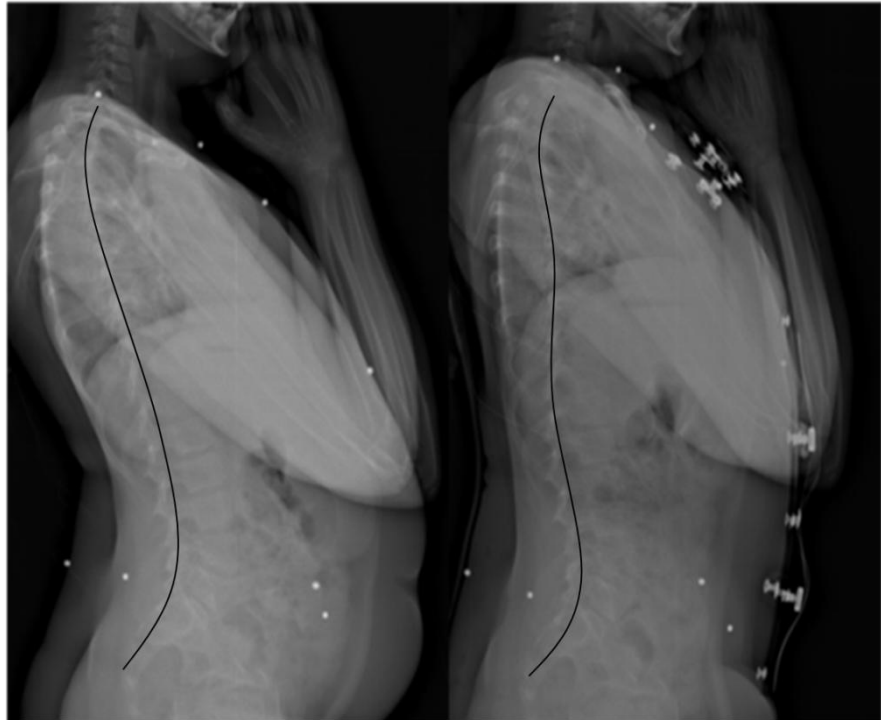


Le corset peut donc modifier artificiellement l'équilibre sagittal. Il a été souvent rapporté que les corsets ont un effet hypocyphosant (

Figure 39). L'hypocyphose thoracique résulte le plus souvent d'une pression postérieure sur la gibbosité qui provoque une translation antérieure du tronc. Cet effet est surtout présent dans les scolioses thoraciques sévères. Cet effet « dos plat » est un effet indésirable du traitement par corset qui doit être évité car les conséquences sur la forme de la cage thoracique et la fonction pulmonaire peuvent être importantes. Cet effet a été observé dans 33% des cas mais la cyphose thoracique est le plus souvent restée inchangée.

L'effet des corsets sur les paramètres pelviens était aussi très variable. Nous avons observé une modification modérée de l'incidence pelvienne soit une augmentation dans 13% des cas, soit une diminution dans 27% des cas. Dans la majorité des cas elle est restée inchangée. Toutefois, cette modification de l'incidence pelvienne peut s'expliquer par un effet d'écrasement du corset sur le bassin qui provoque une rotation dans les articulations sacro-iliaques. Cette modification de l'incidence peut expliquer en partie que les variations de la lordose n'étaient pas toujours corrélées aux variations de pente sacrée et de version pelvienne.

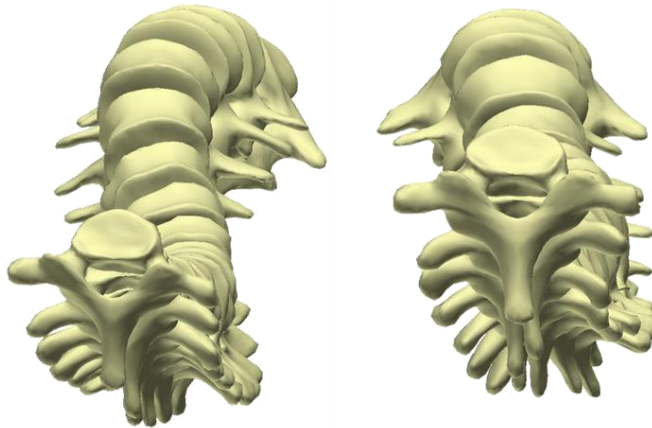
FIGURE 39 EFFET HYPOCYPHOSANT (DOS PLAT / DOS CRUUX)



Aucune différence significative concernant les paramètres du plan transversal n'a été observée. Ceci correspond aux résultats de Labelle et Aubin (Aubin, Dansereau et al. 1997) (Labelle, Dansereau et al. 1996). Toutefois une grande variabilité a été observée dans les résultats concernant l'ensemble des paramètres du plan transversal. Ces paramètres, nous l'avons vu dans le 3^e chapitre, permettent de décrire un schéma spécifique de scoliose susceptible de s'aggraver. Il semble donc important de les analyser dans le cadre de l'efficacité des corsets. Il apparaît logique d'essayer de contrôler ses paramètres pour améliorer la stabilisation de la scoliose.

La RVA a été améliorée de plus de 5° (max 14°) dans 27% des cas, a été augmentée plus de 5° (max 9°) dans 23% des cas et est restée inchangée dans 15 cas (50%). Les autres paramètres du plan transversal n'ont pas été modifiés par le port du corset en particulier la torsion. Les rotations intervertébrales en zones jonctionnelles sont majoritairement restées inchangées. Une modification de la VAR sans modification des rotations intervertébrales signifie que le rachis est globalement déroté sans dérotation segmentaire intervertébrale (Figure 40). Ces résultats révèlent que notre compréhension des mécanismes de correction tridimensionnelle des corsets doit être améliorée.

FIGURE 40 AMELIORATION DE LA ROTATION VERTEBRALE APICALE, DE LA CYPHOSE THORACIQUE ET DE L'ANGLE DE COBB. AUCUNE MODIFICATION DE L'INDEX DE TORSION.



CONCLUSION

L'objectif principal d'un traitement par corset est de permettre une correction en 3D de la colonne vertébrale sans altérer l'équilibre sagittal et la fonction pulmonaire. Cette étude révèle la grande variabilité de l'effet des corsets sur la forme 3D du rachis. Il y a donc un manque de connaissance des mécanismes de correction d'un corset. Il y a des cas où l'ensemble des paramètres est amélioré et d'autres où l'équilibre sagittal et le plan transverse sont détériorés. Les statistiques globales ne reflètent donc pas le vrai potentiel du traitement par corset car elles comparent des différents types de corsets, des différentes méthodes de conceptions, des courbures différentes et des patients différents. La reconstruction 3D du rachis peut permettre une meilleure analyse de l'effet des corsets et donc de leurs mécanismes de correction des scolioses idiopathiques en période de croissance.

CHAPITRE 5 – VALIDATION DE LA METHODE DE RECONSTRUCTION DE LA CAGE THORACIQUE AVEC EOS

INTRODUCTION

La scoliose est une déformation dans les 3 plans de l'espace du rachis. En raison de la relation étroite entre le rachis thoracique, la déformation du rachis entraîne une déformation de la cage thoracique dont une des caractéristiques cliniques essentielles est la gibbosité. Quand elle est présente, la gibbosité permet de différencier une scoliose vraie d'une attitude scoliotique. Le retentissement de la scoliose sur la cage thoracique n'est pas uniquement morphologique mais aussi fonctionnel. La cage thoracique contient des éléments essentiels aux fonctions vitales tels que le cœur et les poumons. C'est le retentissement sur la fonction pulmonaire qui fait toute la gravité des scolioses.

L'étude de la cage thoracique est donc fondamentale chez les patients scoliotiques. Elle reste toutefois très peu étudiée en pratique clinique courante en partie en raison du manque de méthodes d'analyse tridimensionnelle fiables. Les radiographies standards ne permettent pas d'avoir des mesures directes 3D, les méthodes d'imageries telles que le scanner ou l'IRM sont réalisées couchées et sont très irradiantes pour le scanner. Le développement d'EOS a permis l'élaboration d'une nouvelle méthode de reconstruction récente 3D de la cage thoracique qui a été validée chez les patients sains. Cette méthode mérite d'être validée chez les patients scoliotiques afin d'obtenir des données fiables pour le suivi régulier des patients avant et après traitement.

MATERIELS ET METHODES

PROTOCOLE D'IMAGERIE

L'ensemble des patients inclus dans l'étude a eu des radiographies par le système EOS (EOS-Imaging). Les reconstructions du rachis ont été réalisées selon le protocole habituel. Les reconstructions 3D de la cage thoracique ont été réalisées selon le protocole élaboré au LBM par E. Jolivet (Jolivet, Sandoz et al.).

Les étapes de reconstructions sont décrites ci-après (

Figure 41).

Sur la vue de face, de la première à la dixième côte, le point le plus latéral a été identifié et cliqué. C'est le milieu de la côte qui était pris en compte. Sur la vue de profil, c'est le point le plus postérieur de chaque côte qui était identifié. Par ailleurs, les extrémités de la côte 1, 4 et 10 étaient identifiées sur la vue de face et l'extrémité des côtes 10 sur la vue de profil. Le sternum était identifié sur la face et le profil par des marqueurs radio-opaques sur le manubrium sternal, l'angle de Louis et la xyphoïde. L'ensemble de ces points permettait la reconstruction 3D de la cage thoracique (Figure 42).

FIGURE 41 RADIOGRAPHIES EOS DE FACE ET PROFIL MONTRANT LES DIFFERENTS POINTS A CLIQUER POUR OBTENIR LA RECONSTRUCTION 3D.

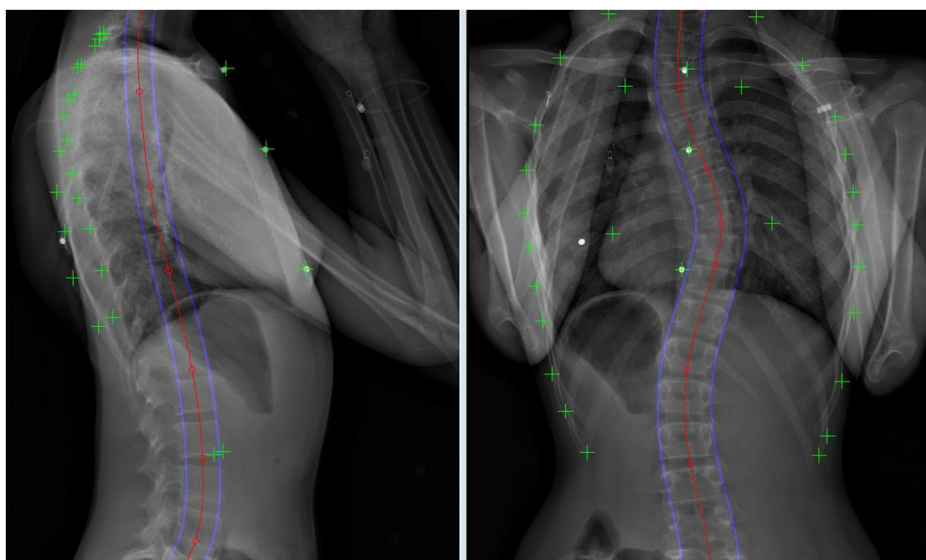


FIGURE 42 RECONSTRUCTION 3D CHEZ LE MEME PATIENT

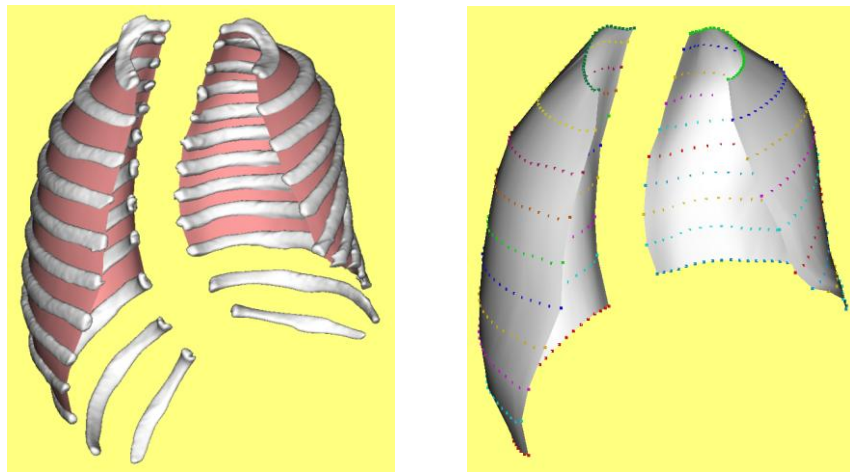


PARAMETRES CLINIQUES – DEFINITIONS

Eléments géométriques

Les côtes sont représentées par leurs lignes moyennes. La surface de la cage passe par ces lignes moyennes (Figure 43) :

FIGURE 43 : SURFACE MOYENNE ET LIGNES MOYENNES (C1-C10)



Chaque ligne moyenne est représentée par 30 points equi-repartis. Pour les calculs cliniques, la cage est coupée par des plans successifs à chaque niveau vertébral ou costal. Pour faciliter les calculs, les vertèbres ont été approximées par une surface globale permettant d'assurer une intersection entre le plan et les vertèbres (ou espaces intervertébraux) et de récupérer un contour de coupe propre.

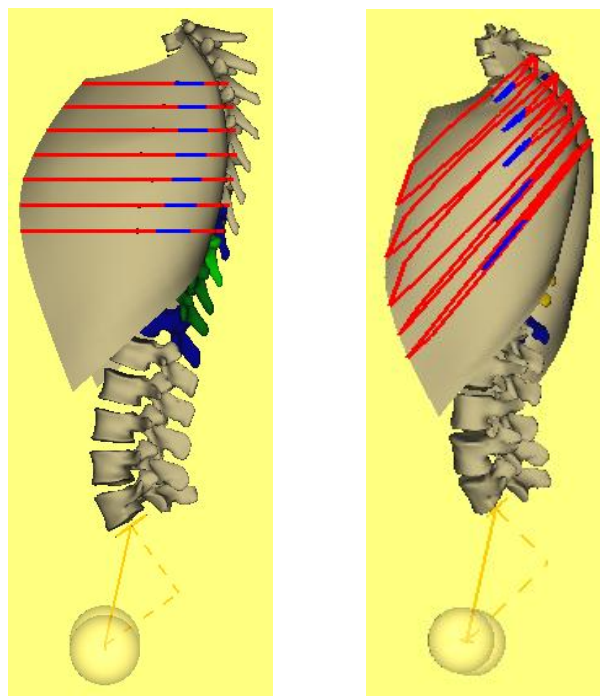
PARAMETRES CLINIQUES

Paramètres calculés par niveau vertébral

On coupe la cage thoracique par des plans (Figure 44) :

- horizontaux centrés sur les centres des corps vertébraux
- représentant les arcs costaux gauche/droit réunis (plan moindres carrés)

FIGURE 44 DIFFERENTES ORIENTATIONS DES PLANS (HORIZONTALAUX, PLAN MC ARCS)

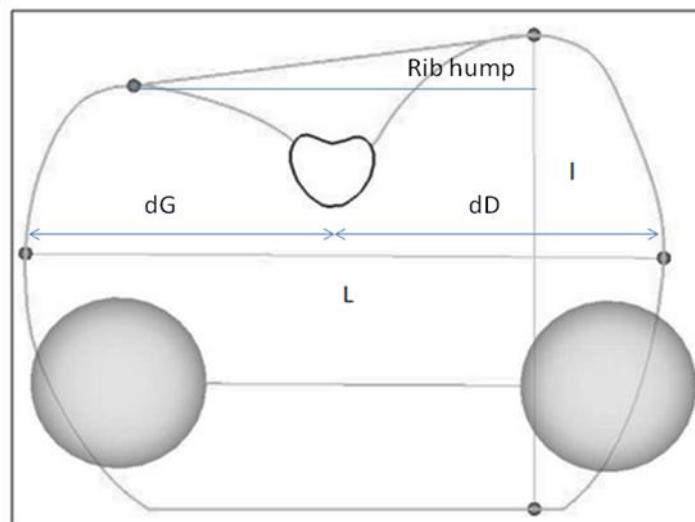


Les plans **horizontaux** sont utilisés pour les calculs de Largeur / Epaisseur / Gibbosité / Décentrage alors que les plans **des arcs costaux** sont utilisés pour les calculs de volume et des pénétrations rachidiennes.

Les paramètres calculés sont (Figure 45) :

1. Diamètre frontal (L)
2. Diamètre sagittal (I) : la distance antéro-postérieure maximale définie comme la distance entre le point de la gibbosité et sa projection orthogonale sur la droite du sternum
3. Index thoracique : Le rapport entre le diamètre sagittal et frontal
4. La gibbosité
5. Le décentrage (dG et dD)
6. L'indice de pénétration rachidienne

FIGURE 45 DÉFINITION DES PARAMÈTRES



Des paramètres globaux sont calculés :

1. Diamètre frontal maximal
1. Diamètre sagittal maximal
2. Index thoracique moyen
3. La gibbosité maximale
4. Le volume (Figure 46). Le volume sera calculé grâce au maillage d'une surface fermée formée par les contours de coupes (plan des arcs) de C1 à C10 (en cm cube).
5. L'indice de pénétration rachidien volumique (Figure 47): L'indice de pénétration rachidienne volumique est calculé grâce au maillage de deux surfaces fermées formées par les contours (plans des arcs) de chaque niveau entre T3 et T10.

FIGURE 46 SCHEMA MONTRANT LE MAILLAGE UTILISE POUR CALCULER LE VOLUME

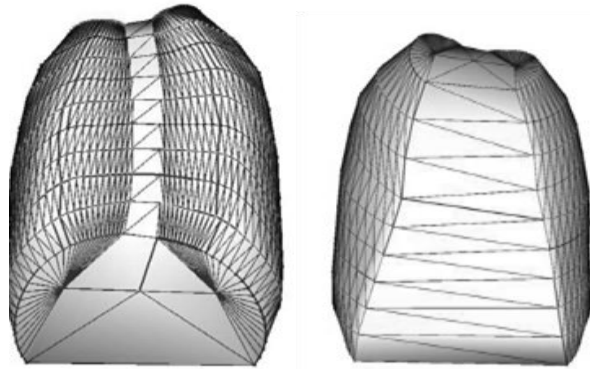
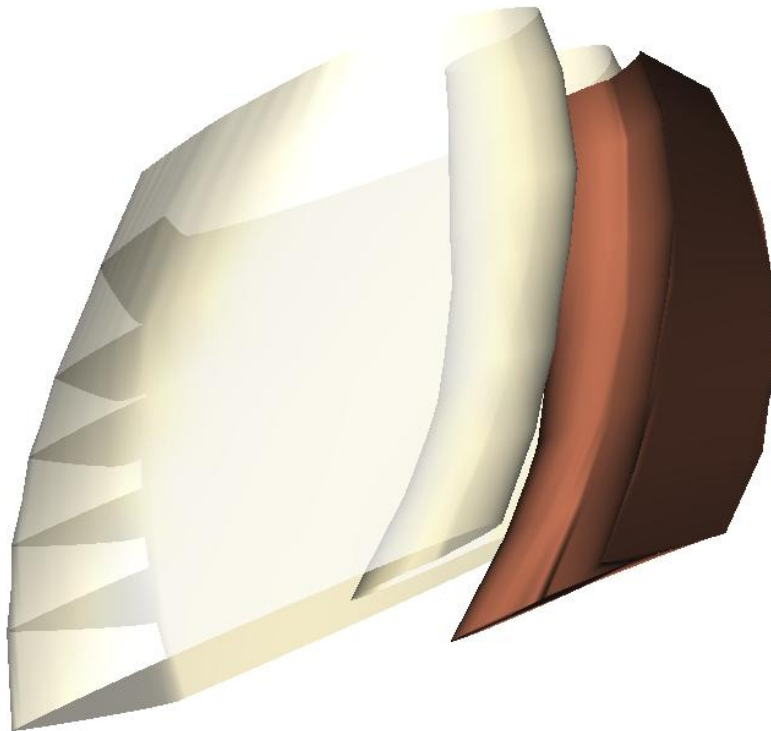


FIGURE 47 SCHEMA REPRESENTANT L'INDEX DE PENETRATION RACHIDIENNE VOLUMIQUE



VALIDATION DE LA METHODE

PRECISION DE LA METHODE

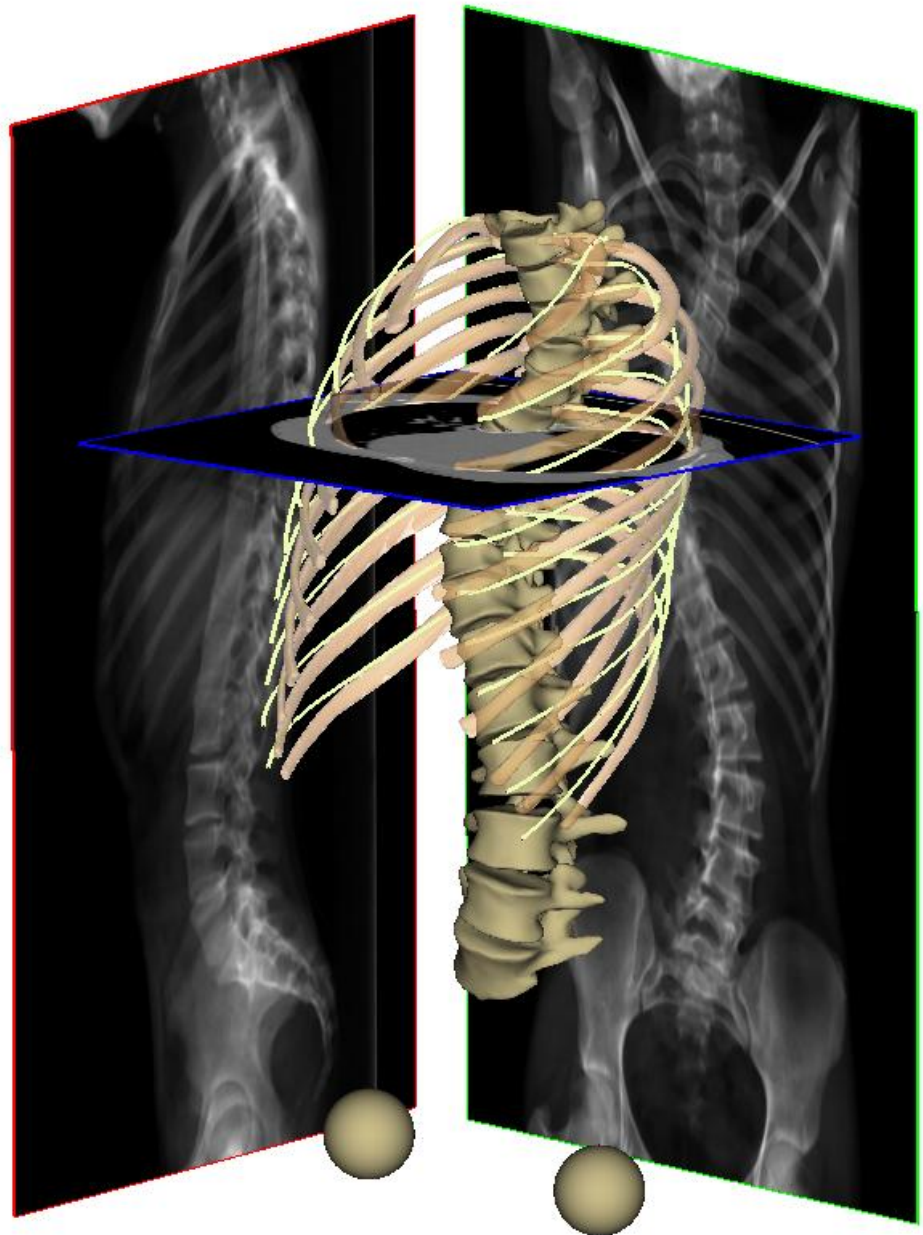
Trois scanners de patients scoliotiques réalisés pour des raisons médicales indépendantes de l'étude ont été analysés.

La comparaison des reconstructions 3D issus d'EOS et du Scanner n'est pas possible du fait de différence de position entre les deux examens. Pour résoudre ce problème, une projection biplanaire à partir des images scanner est possible. Ces « pseudos-radios EOS » sont utilisées comme base pour réaliser une reconstruction 3D dans IdefX (Figure 48).

Ces modèles 3D ont été réalisés à partir des 3 scanners des patients scoliotiques. Par ailleurs, une reconstruction 3D à partir des images scanner natives a été réalisée dans Avizo Mercury Computer Systems).

La moyenne des écarts points-surface a été calculée entre les deux reconstructions 3D. Pour évaluer le biais, les reconstructions des pseudos-radios ont été réalisées 3 fois chacune. C'est la moyenne des mesures des paramètres cliniques décrits ci-dessus qui a été comparée aux valeurs issues de la reconstruction scanner.

FIGURE 48 SCHEMA MONTRANT LES 2 PSEUDOS-RADIOS ISSUES DU SCANNER ET LA RECONSTRUCTION 3D (AVIZO) ET LES LIGNES MOYENNES DE LA RECONSTRUCTION PAR EOS.



ETUDE DE REPRODUCTIBILITE

Une étude de reproductibilité a été réalisée sur 22 patients scoliotiques. Il y avait 16 filles et 6 garçons âgés de 12 ans en moyenne (9 – 14). L'angle de Cobb moyen était de 28° (17°-45°).

Les reconstructions du rachis et de la cage thoracique ont été réalisées 2 fois par 3 opérateurs entraînés. La reproductibilité intra et inter-observateur a été calculée pour les paramètres cliniques décrits ci-dessus.

Pour calculer la reproductibilité intra-observateur, les variances des 2 mesures pour tous les opérateurs a été moyennée.

La reproductibilité inter-observateur a été calculée avec un intervalle de confiance de 95% selon les recommandations de la norme ISO-5725 1994.

RESULTATS

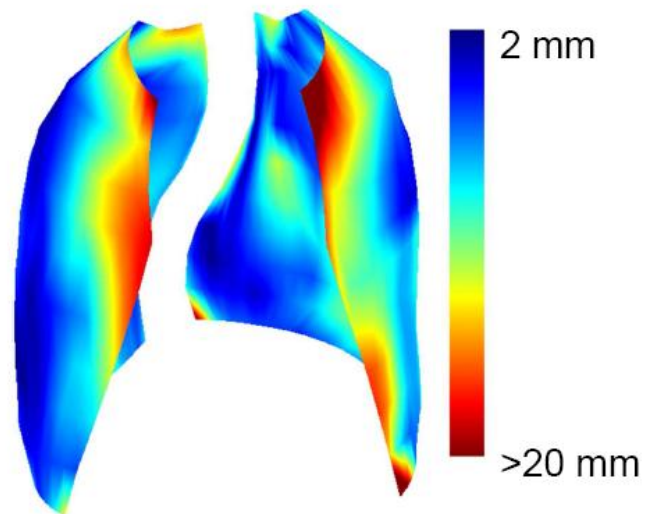
PRECISION

Points surface (Figure 49)

La moyenne des écarts points-surface était de 4,6 mm (max 32 mm). La moyenne signée des écarts points-surface pour les 3 patients (moyenne des 3 reconstructions pour chacun des patients) était de -1,6 mm.

FIGURE 49 CARTE DES MAX

- **Points / Surface: carte des max**



En ce qui concerne la précision des paramètres cliniques entre le scanner et les reconstructions des pseudos-radios, on constate une différence moyenne de 18 mm pour le diamètre max antéro – postérieur, 5 mm pour le diamètre max. gauche-droite, pas de différence concernant la gibbosité max et l'index thoracique moyen, une différence de 110 cm³ pour le volume et enfin une différence de 1% pour le SPI 3D. Le détail des paramètres pour chaque cas est présenté dans le Tableau 8 ci-après :

TABLEAU 8 VALEURS MOYENNES DES PARAMETRE CLINIQUES APRES 3 RECONSTRUCTIONS POUR CHACUN DES 3 SCANNERS

Paramètres	Cas 1	Cas 2	Cas 3	Moy
Diamètre sag. max (mm)	29	7	1	18
Diamètre front. max (mm)	3	6	6	5
Index thoracique	0	0	0	0
Gibb. Max (°)	0	0	2	0
Volume (cm ³)	129	198	6	110
3D SPI (%)	0	1	1	1

ETUDE DE REPRODUCTIBILITE

Pour chacun des paramètres cliniques, les valeurs de la reproductibilité intra et inter-observateur sont présentées si après.

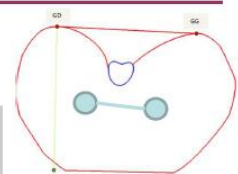
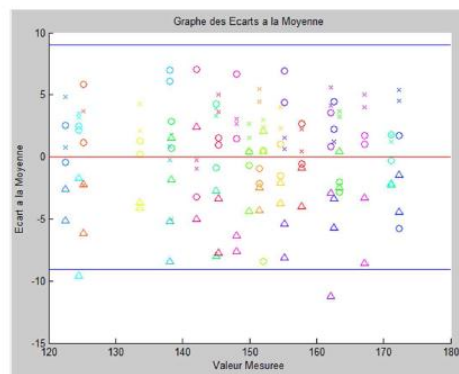
Maximum anteroposterior diameter (Epaisseur Max) Repère anato.gravitaire

Resultats Repro:

Repro : **9 mm**
Repet : 4,7 mm

Infos param:

Moy: 149,2
Std: 14,9
Min/Max:
[114,9 177,8]



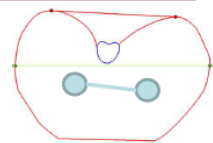
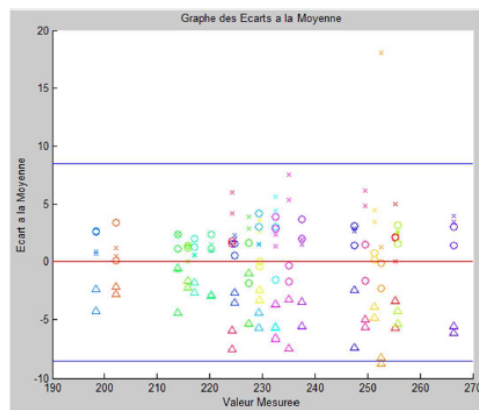
Maximum lateral width (Largeur Max) Repère anato.gravitaire

Resultats Repro:

Repro : **8,5 mm**
Repet : 2,9 mm

Infos param:

Moy: 232,7
Std: 18
Min/Max:
[194,1 270,7]



Thoracic index (mean costal arch : AP/LAT) Repère anatomic.gravitaire

Resultats Repro:

Repro : **0,026**

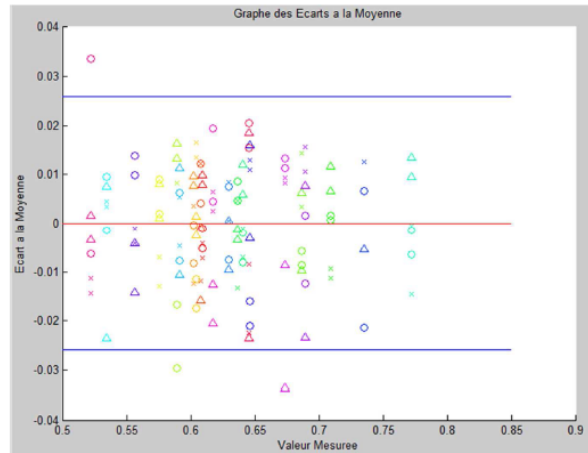
Repet : 0,017

Infos param:

Moy: 0,63

Std: 0,06

Min/Max:
[0,51 0,78]



Rib cage volume (T1-T10) (cm3)

Resultats Repro:

Repro : **449 cm3**

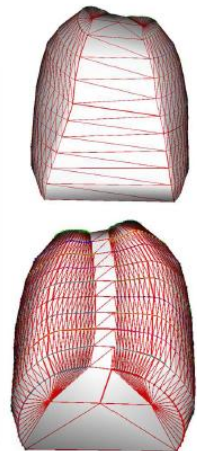
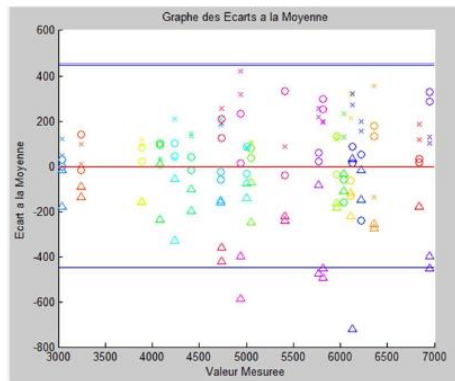
Repet : 185 cm3

Infos param:

Moy: 5226

Std: 1100

Min/Max:
[2862 7281]



449 cm3 = 7,65 ^ 3 (cm)

Rib hump global (Max angular rib hump) Repère anatomo.gravitaire

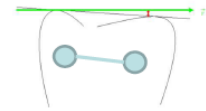
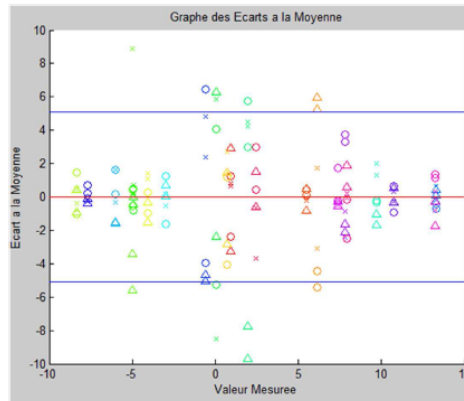
Resultats Repro:

Repro : **5,1°**
Repet : 3,4°

Infos param:
(Angle signé)

Moy: 2,2°
Std: 7,15°

Min/Max:
[-10,6 14,6]



Volume Spinal Penetration Index (%) Repère anatomo.gravitaire

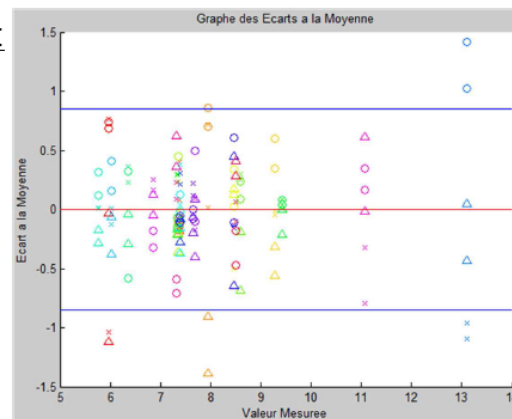
Resultats Repro:

Repro : **0,85 %**
Repet : 0,46 %

Infos param:
(plans Arcs)

Moy: 8%
Std: 1,7 %

Min/Max:
[4,8 14,5]



Decentrage (dG/dD en %) (Coupe6) Repère anatomo.gravitaire

Resultats Repro:

Repro : **4,7 %**

Repet : **2,7 %**

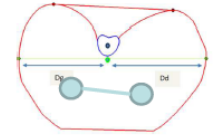
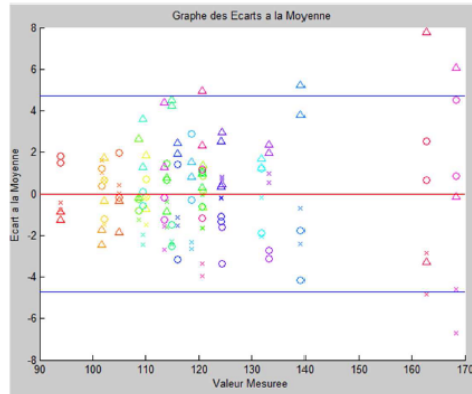
Infos param:

Moy: 120,7 %

Std: 17,9%

Min/Max:

[92,8% 174,5%]



Les valeurs des principaux paramètres sont résumées dans le Tableau 9 ci-après :

TABEAU 9 RESULTATS DE L'ETUDE DE REPRODUCTIBILITE INTRA ET INTEROBSERVATEUR POUR LES PRINCIPAUX PARAMETRES CLINIQUES DE LA CAGE THORACIQUE

Paramètres	Moy.	SD	Reproductibilité	
			Inter-obs. (95% CI)	Intra-obs.
Diamètre sagittal max (mm)	150	15	9	5
Diamètre frontal max (mm)	233	18	8,5	3
Index thoracique	0,6	0,1	0,02	0,01
Gibbosité max (°)	2	7	5	3
Volume (cm3)	5226	1100	449	185
Index de pénétration rachidien 3D (%)	8	1,7	0,9	0,5

DISCUSSION

L'objectif de l'étude était d'évaluer la méthode de reconstruction 3D avec EOS de la cage thoracique élaborée au LBM chez des patients scoliotiques. Une étude précédente avait posé les bases de la validation de cette méthode chez des patients non scoliotiques. Dans l'étude actuelle, la méthode de reconstruction de la cage utilisée chez les patients sains dans une précédente étude a été utilisée chez des patients scoliotiques. La précision de la méthode a été évaluée en comparant les reconstructions 3D issues d'EOS et les reconstructions 3D issues de scanners. Les résultats ont montré une bonne précision concernant les paramètres cliniques et les écarts points-surface.

L'étude de reproductibilité a été effectuée sur 22 patients scoliotiques dont d'angle de Cobb était dans les valeurs habituelles des scolioses modérées et préopératoires. Aucun cas de scoliose extrême n'a été inclus. Les résultats ont montré une bonne reproductibilité avec un intervalle de confiance de 95% inférieur à 6% pour les paramètres 2D et 10% pour les paramètres 3D (volume et SPI).

Plusieurs limites sont toutefois à discuter. Pour des raisons éthiques seuls les scanners pratiqués pour des raisons médicales ont été inclus dans l'étude. Plusieurs scanners ont été collectés mais la plupart étaient soit incomplets soient imprécis. Donc la précision n'a pu être évaluée que sur 3 scanners. Mais pour améliorer la détection des biais, les reconstructions issues des pseudos-radios ont été réalisées 3 fois chacune par le même opérateur. Les valeurs moyennes de ces 3 reconstructions ont donc pu être comparées aux valeurs des reconstructions scanner. La moyenne signée des écarts point-surface est très proche de 0 (-1,6 mm) si on la compare à la surface globale des objets comparés. Ceci indique qu'il n'existe pas de biais dans la méthode de reconstruction.

Cette étude présente une nouvelle méthode de reconstruction 3D de la cage thoracique chez des patients scoliotiques. Aucune méthode préalable n'a été décrite permettant d'obtenir de manière directe des paramètres 3D de la cage thoracique en position debout. Le volume thoracique des enfants dépend de l'âge et de la taille. Des valeurs de références ont été publiées pour le volume pulmonaire et d'autres paramètres de la fonction pulmonaire chez des enfants asymptomatiques afin de pouvoir comparer les enfants malades (Stocks and Quanjer 1995). Les valeurs des capacités pulmonaires obtenues par des méthodes fonctionnelles varient de 3000 à 6000 cm³ en position debout pour des patients de 140 cm à 179 cm. Si on considère la capacité pulmonaire comme une bonne approximation du volume de la cage thoracique, le volume moyen obtenu par la méthode de construction (5500 cm³) présentée ici semble fiable et pertinent. Cependant, le volume thoracique décrit dans cette étude n'est pas le reflet du volume pulmonaire. Le diaphragme qui est la limite inférieure « molle » de la cage thoracique est non visible sur les radiographies. Mais sa fonction est modifiée par la déformation vertébrale et thoracique. Les patients ont été analysés rétrospectivement. Aucune consigne d'inspiration ou d'expiration n'a été donnée aux patients. Pour corrélérer des mesures de cage

thoracique aux mesures de volume pulmonaire, un protocole standardisé doit être mis en place. Mais l'objectif de la présente étude n'était pas là.

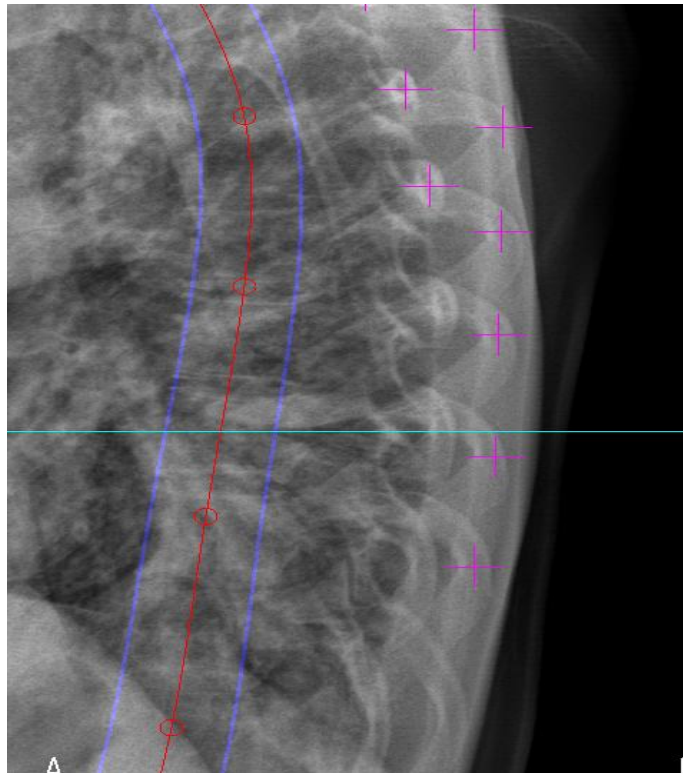
L'index de pénétration rachidienne est un paramètre clef dans l'analyse de l'influence de la scoliose sur la forme tridimensionnelle de la cage thoracique chez les patients scoliotiques. Cet index a été décrit pour quantifier la « gibbosité » endothoracique chez des patients présentant une scoliose sévère. Ce concept a été développé par J. Dubousset (Dubousset, Wicart et al. 2002; Dubousset, Wicart et al. 2003) pour guider la correction chirurgicale de patients atteints de scolioses neuromusculaires. Le SPI peut toutefois être utile à la caractérisation de l'ensemble des scolioses.

D'autres paramètres 2D comme les diamètres antéro-postérieur ou latéral ou encore l'index thoracique ont été implémentés dans le logiciel afin d'obtenir le maximum d'information sur le patient. Ces paramètres ont été également utilisés dans d'autres études ce qui peut permettre de comparer en partie nos résultats (Labelle, Dansereau et al. 1996; Aubin, Dansereau et al. 1997; Schmitz, Kandyba et al. 2001; Takahashi, Suzuki et al. 2007).

Des études cliniques sont et seront nécessaires pour évaluer l'effet des corsets et de la chirurgie sur la forme de la cage thoracique. Sur ce sujet, il existe peu de données dans la littérature. Plusieurs auteurs ont montré que la fonction pulmonaire est altérée par la déformation scoliotique (Jones, Kennedy et al. 1981; Schmitz, König et al. 2005; Takahashi, Suzuki et al. 2007). D'autre part, plusieurs études ont montré un effet négatif du traitement par corset sur la fonction pulmonaire (Schmitz, König et al. 2005; Takahashi, Suzuki et al. 2007) alors que certains corsets semblent améliorer la fonction pulmonaire (Bernard, Deceuninck et al.). L'effet du traitement chirurgical sur le thorax a été peu étudié. La difficulté réside dans l'obtention de mesures fiables et reproductibles. La méthode décrite ici permettrait une meilleure compréhension de l'effet des traitements sur la cage thoracique.

Une reconstruction prend en moyenne 5 minutes pour un opérateur entraîné. La reconstruction n'est pas plus difficile chez les patients scoliotiques que chez les patients sains. Les repères anatomiques sont aisément individualisables tant sur la vue de face que sur la vue de profil. Seules les 2 premières côtes sont toujours plus difficiles à identifier sur le profil en raison des superpositions. Grâce à la gibbosité, il est même plus facile d'identifier les côtes sur la vue de profil. Souvent, les côtes dans la partie concave sont enfilées perpendiculairement par le rayon et ont donc un aspect ovale aisément identifiable (Figure 50).

FIGURE 50 RADIOGRAPHIE DE PROFIL EOS MONTRANT LES POINTS ANATOMIQUES A CLIQUER.
L'ASYMETRIE DU THORAX PERMET DE LOCALISER LES COTES AISEMENT.



CONCLUSION

Cette étude décrit une méthode prometteuse de reconstruction 3D de la cage thoracique avec le système EOS. Les paramètres étudiés ont une application clinique pratique dans le suivi des patients scoliotiques. Il est possible d'obtenir par cette méthode de reconstruction une analyse du rachis et dans le même temps de la cage thoracique uniquement grâce à 2 radiographies biplanaires orthogonales faible dose. Ces reconstructions sont fiables et reproductibles.

CHAPITRE 6 – EFFET DES CORSETS SUR LA CAGE THORACIQUE – ETUDE PRELIMINAIRE

INTRODUCTION

Nous avons vu dans le chapitre 4, la variabilité de l'effet des corsets sur la forme tridimensionnelle du rachis scoliotique. Cette variabilité tient d'une part à la sévérité et au type de courbure scoliotique traitée mais également à la conception du corset lui-même. Notre compréhension des mécanismes de correction doit être améliorée. Par ailleurs, la part empirique « artisanale » de la conception du corset doit être mieux systématisée.

Cette étude, prenant en compte une série hétérogène de patients traités par corset a permis de confirmer certains points décrits dans la littérature tels que l'hypocyphose thoracique induite par la translation antérieure du tronc dans les scolioses thoraciques sévères. La relation étroite entre le rachis et la cage thoracique explique d'une part le retentissement de la scoliose sur la forme de la cage thoracique et la fonction pulmonaire et d'autre part l'intérêt d'une méthode fiable d'analyse tridimensionnelle de la cage thoracique en routine.

Dans le chapitre précédent, nous avons décrit une méthode fiable et reproductible d'analyse tridimensionnelle de la cage thoracique grâce à la technologie de reconstruction 3D à base EOS. Cette méthode permettrait d'analyser en pratique clinique courante, le retentissement de la scoliose sur le thorax, l'effet des corsets et l'effet de la chirurgie.

Nous nous sommes attachés dans cette partie à répondre à plusieurs questions :

1. Les corsets induisent-ils une modification des diamètres frontaux et sagittaux par un effet d'écrasement ?
2. Y-a-t-il une relation entre la modification du volume de la cage thoracique et l'index de pénétration rachidien volumique ?
3. Y-a-t-il une relation entre la modification de la gibbosité et la rotation axiale vertébrale à l'apex ?

MATERIELS ET METHODES

Le protocole d'imagerie est identique à celui mené pour l'étude présentée dans le chapitre 4. Sur les 30 patients inclus dans l'étude sur l'efficacité des corsets, seuls 18 ont été retenus pour cette étude en raison de la faisabilité des reconstructions de la cage thoracique. 12 patients avaient les côtes « coupées » lors de l'acquisition EOS.

Parmi ces patients, 13 avaient une scoliose thoracique [Apex T3-T10], 2 avaient une scoliose thoracolombaire [Apex T12-L1] et 3 avaient une scoliose lombaire [Apex L2-L5]. L'angle de Cobb moyen de cette population était de 32° (7° – 53°). Les types de corsets utilisés étaient des corsets de type CTM dans 11 cas, Milwaukee dans 2 cas, GTB dans 2 cas, Lyonnais dans 2 cas et Charleston dans 1 cas.

Chacun des patients a eu un examen radiographique par le système EOS (Eos-Imaging) avec et sans son corset afin d'obtenir l'effet immédiat du corset sur le rachis. Les reconstructions du rachis ont été réalisées selon la méthode actuelle (Humbert, De Guise et al. 2009) et la cage thoracique selon la méthode décrite dans le chapitre précédent (Jolivet, Sandoz et al.).

Les paramètres rachidiens ont été automatiquement calculés selon la même procédure que dans le chapitre 4. Les paramètres de la cage thoracique ont été ajoutés.

Les paramètres thoraciques ont été automatiquement calculés :

2. Diamètre frontal maximal
3. Diamètre sagittal maximal
4. Index thoracique moyen
5. La gibbosité maximale
6. Le volume
7. L'index de pénétration rachidien volumique

Analyse de la variabilité des modifications

La variabilité des modifications de chacun des paramètres a été analysée en s'attachant à observer les modifications significatives par rapport à l'incertitude de mesure pour chacun des paramètres présentée dans le Chapitre 5.

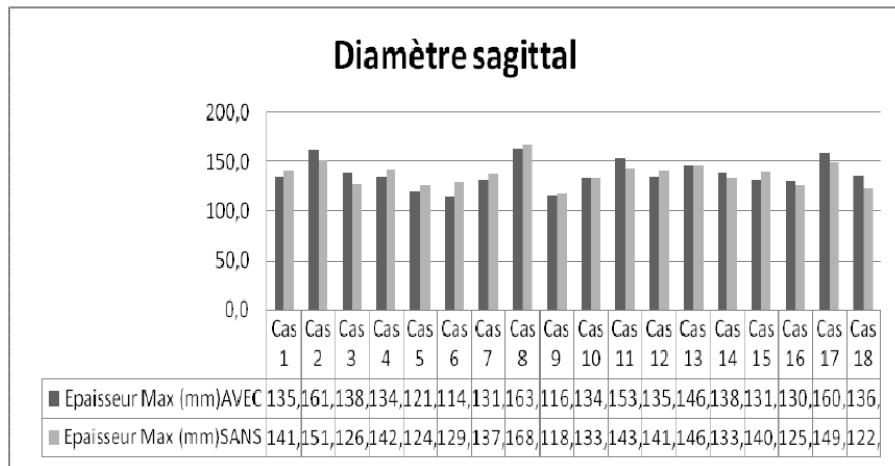
Une analyse statistique a été effectuée. Les données ont été analysées sur Excel (Microsoft*) par un test T de Student unilatéral pour des variables appariées. Le seuil de significativité utilisé était pour une valeur de $p = 0,001$.

RESULTATS

1. Variation des diamètres frontaux et sagittaux

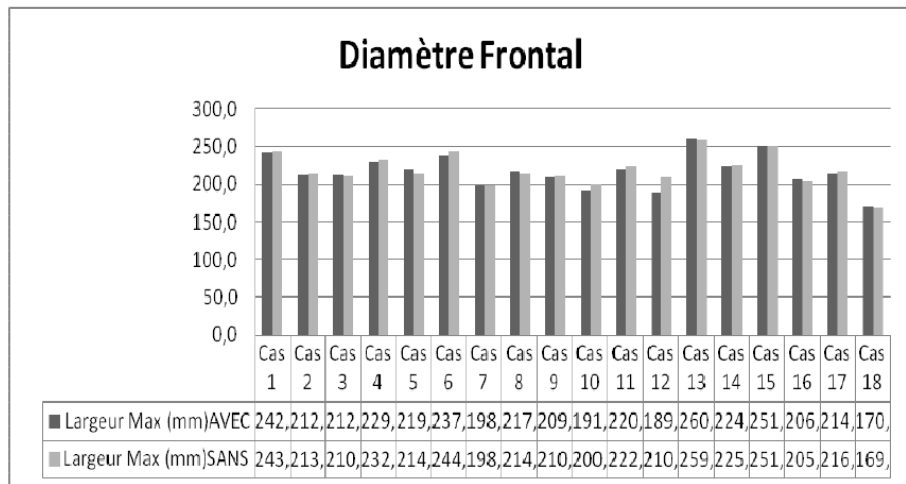
La variation du diamètre sagittal observé a été minimale et inférieure dans chacun des cas individuellement à l'incertitude de mesure (Figure 51).

FIGURE 51 VARIATION DU DIAMETRE SAGITTAL



Il en est de même pour les variations du diamètre frontal (Figure 52).

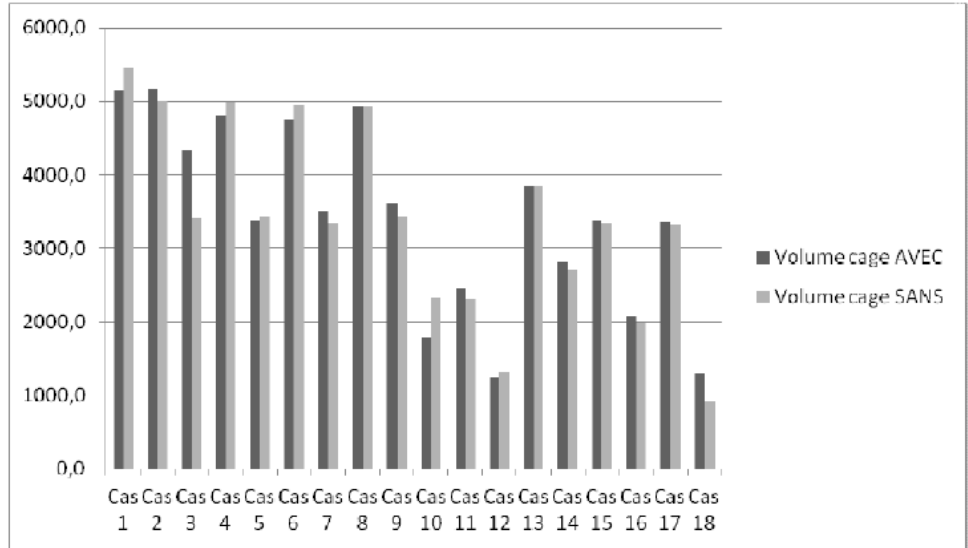
FIGURE 52 VARIATION DU DIAMETRE FRONTAL



2. Relation Volume et SPI

Les variations de volume (Figure 53) ont été, dans la majorité des cas, inférieures à l'incertitude de mesure (450 cm³). Pour le cas 3, il a été noté une augmentation significative du volume. Pour le cas 10, il a été noté une diminution significative du volume.

FIGURE 53 VARIATIONS VOLUME



Les variations du SPI (Figure 54) étaient dans l'incertitude de mesure sauf dans 4 cas où il a été noté une diminution (cas 3, 15 et 17) et une augmentation (cas 6).

FIGURE 54 VARIATION DU SPI VOLUMIQUE

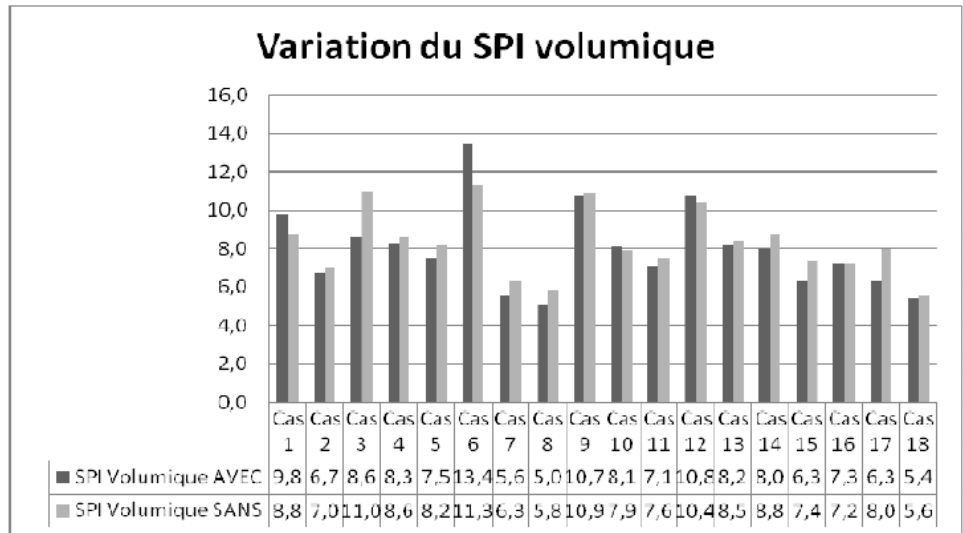
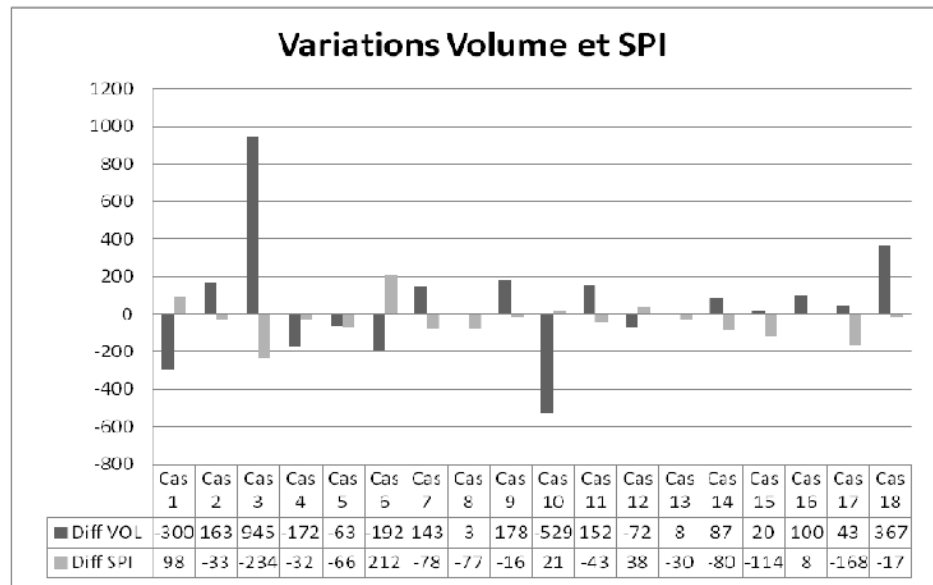


FIGURE 55 VARIATIONS VOLUME ET SPI



Dans le cas 3, il a pu être noté une augmentation du volume du thorax associée à une diminution du SPI (Figure 55). La diminution du volume a tendance à être associée à une augmentation du SPI. Les cas 3, 6 et 10 sont démonstratifs dans ce sens. Dans les autres cas les modifications des volumes n'étaient pas significatives.

3. Relation Gibbosité et RVA

Les variations de gibbosité max étaient très variables (Figure 56)

FIGURE 56 VARIATIONS DE GIBBOSITE MAX

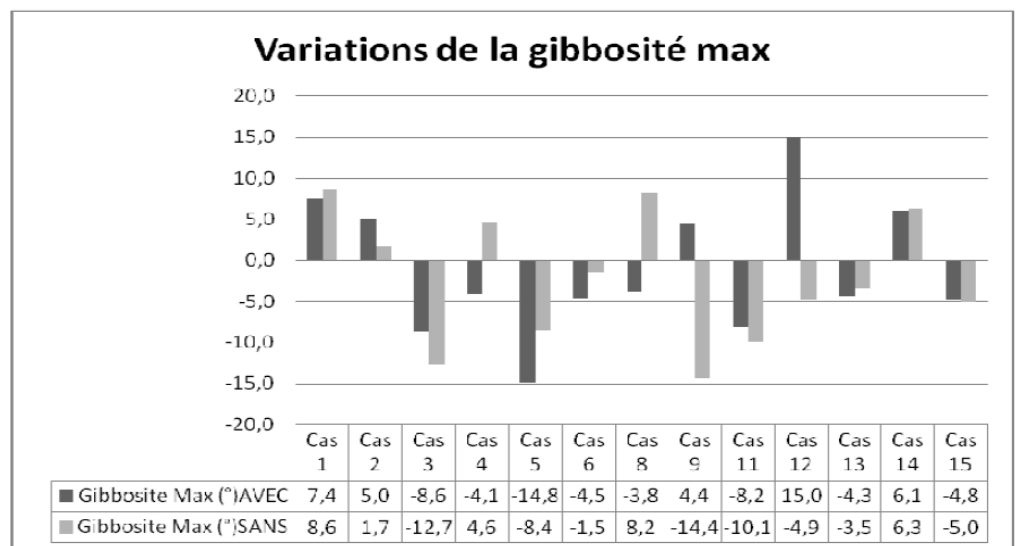
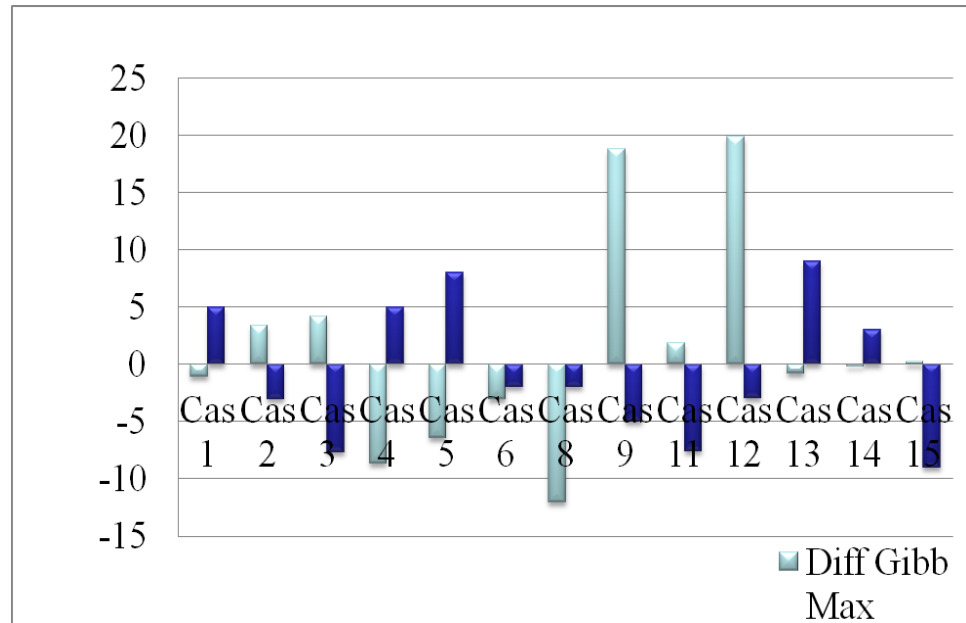


FIGURE 57 VARIATION GIBBOSITE ET RVA



Pour l'analyse de la relation entre la gibbosité max. et la RVA seuls les patients présentant une scoliose thoracique ou thoraco-lombaire ont été inclus. 3 cas ont été exclus (Figure 57).

Dans les cas 8, 9 et 12 la variation importante de gibbosité est liée à un changement de signe de la gibbosité (ex : cas 9 de 4,4° à -14,4°). Dans le cas 12, il s'agit également d'une variation de 15° à - 5°. Dans ce cas cette variation de la gibbosité a été associée à une augmentation de la RVA. Dans le cas 8, à l'inverse, la variation de la gibbosité est de -4° à 8° avec une diminution de la RVA dans la limite de l'incertitude de mesure. Dans les cas 4 et 5, la diminution de la gibbosité a été associée à une augmentation de la RVA. Dans les cas 1, 11 et 14, une modification de la RVA n'a pas été associée à une modification de la gibbosité.

Pour l'ensemble des autres cas, les différences observées étaient inférieures à l'incertitude de mesure.

Etude statistique

Concernant les paramètres de la cage thoracique, aucune différence significative n'a été observée avant et après la mise en place du corset avec ($p > 0,1$) pour l'ensemble des paramètres.

DISCUSSION

L'objectif de l'étude était d'évaluer l'effet des corsets sur la cage thoracique à travers 3 questions.

1. Les corsets induisent-ils une modification des diamètres frontaux et sagittaux par un effet d'écrasement ?

Les résultats montrent une absence de retentissement significatif des corsets sur les diamètres frontaux et sagittaux. Il n'y a donc pas d'effet d'écrasement dans la population étudiée. En revanche, il peut exister un effet restrictif du corset sur l'augmentation de la cage thoracique lors des mouvements d'inspiration. Cet effet, ne peut pas être mesuré sur des clichés uniques. L'effet « actif » de correction lors des mouvements de respiration est un des effets recherché par certains types de corset dont le corset 3D de Graf.

2. Y-a-t-il une relation entre la modification du volume de la cage thoracique et l'index de pénétration rachidien volumique ?

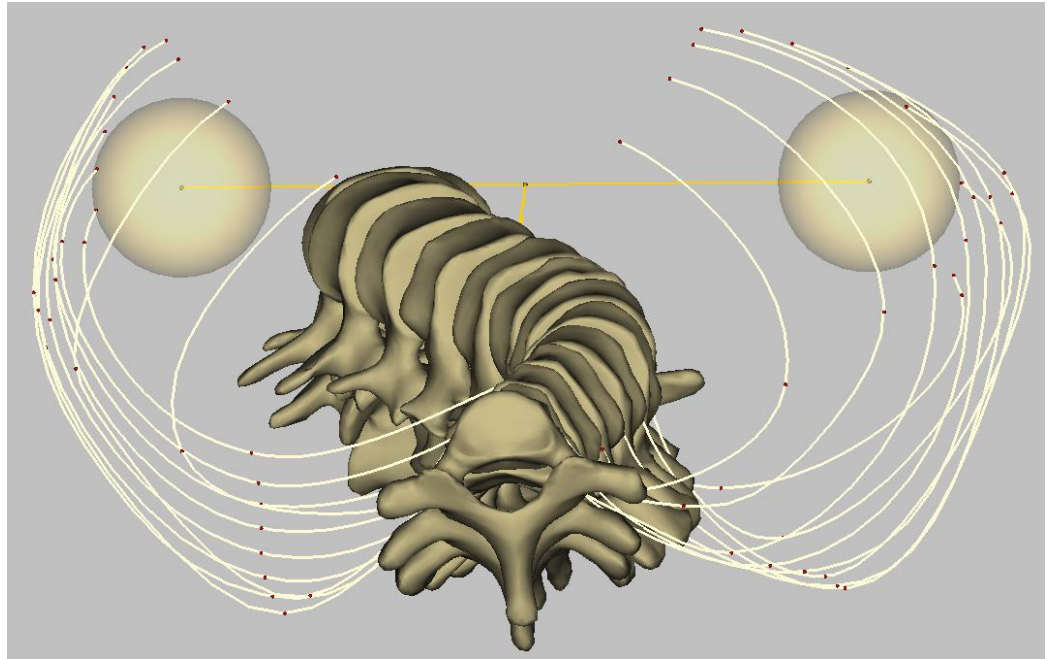
Les résultats montrent une tendance à l'association augmentation du SPI et diminution du volume et inversement. Ce résultat rejoint les observations précédentes sur l'intérêt du SPI dans l'appréciation du retentissement de la scoliose sur le thorax (Dubousset, Wicart et al. 2002; Dubousset, Wicart et al. 2003). Les corsets peuvent donc être à l'origine d'une détérioration du SPI et du volume du thorax. En revanche, un corset peut améliorer le volume et le SPI comme dans le cas 3. La diminution significative de l'angle de Cobb sur une scoliose encore souple avec des appuis bien positionnés permet de « déplisser » le thorax et d'améliorer les volumes. On peut constater dans ce cas 3 une diminution associée de la RVA de 8°. Ceci permet de renforcer l'idée que certains corsets bien menés sont efficaces, d'autre moins. C'est par l'analyse de l'effet positif de ces corsets que l'on améliorera la compréhension des mécanismes de correction.

3. Y-a-t-il une relation entre la modification de la gibbosité et la rotation axiale vertébral à l'apex ?

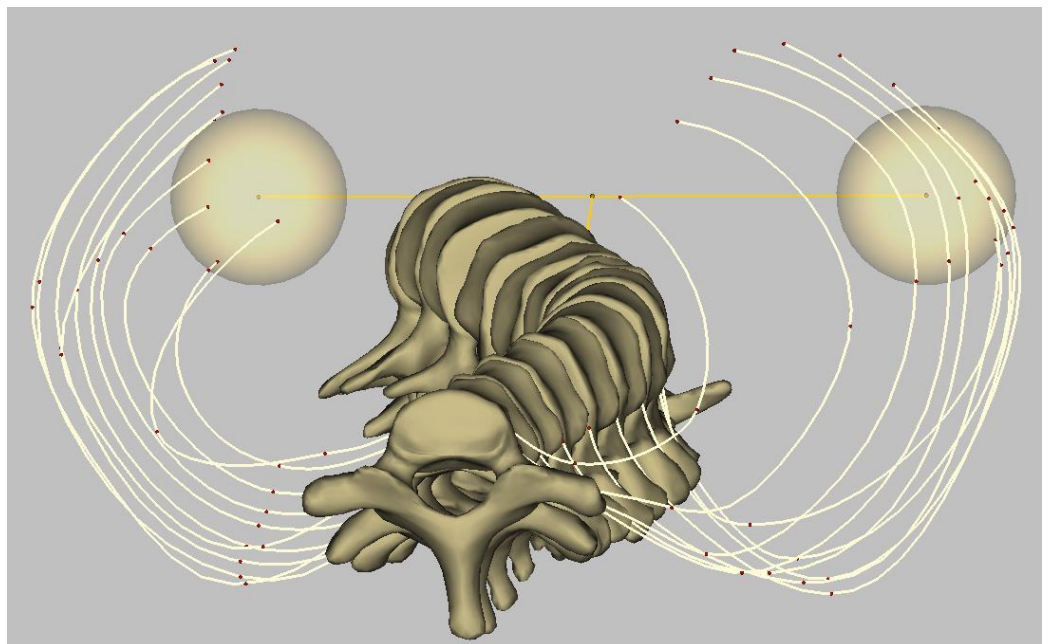
La variabilité de la gibbosité max était très grande dans cette série. On ne retient pas de tendance constante dans la relation entre la gibbosité et la RVA. Dans certains cas, on note une très grande variation de la gibbosité avec un changement de signe qui montre un effacement de la gibbosité qui n'est pas toujours associée à une diminution aussi importante de la RVA. Dans ces cas on peut supposer que le corset aplatit la gibbosité mais ne dérote pas le rachis. C'est l'effet dos plat énoncé dans le chapitre 4. Dans le cas 9, on note une diminution de la gibbosité qui combine un effet dos plat mais également une diminution associée de la RVA. Les corsets peuvent donc amener à une correction significative de l'ensemble des paramètres rachidiens par l'intermédiaire d'un bon positionnement de la cage thoracique par le corset. Dans le cas extrême inverse, l'angle de Cobb peut être le seul paramètre amélioré avec en parallèle une diminution des courbures sagittales, une augmentation de la RVA et une aggravation des gibbosités.

EXEMPLE 1 (CAS 1)

SANS CORSET

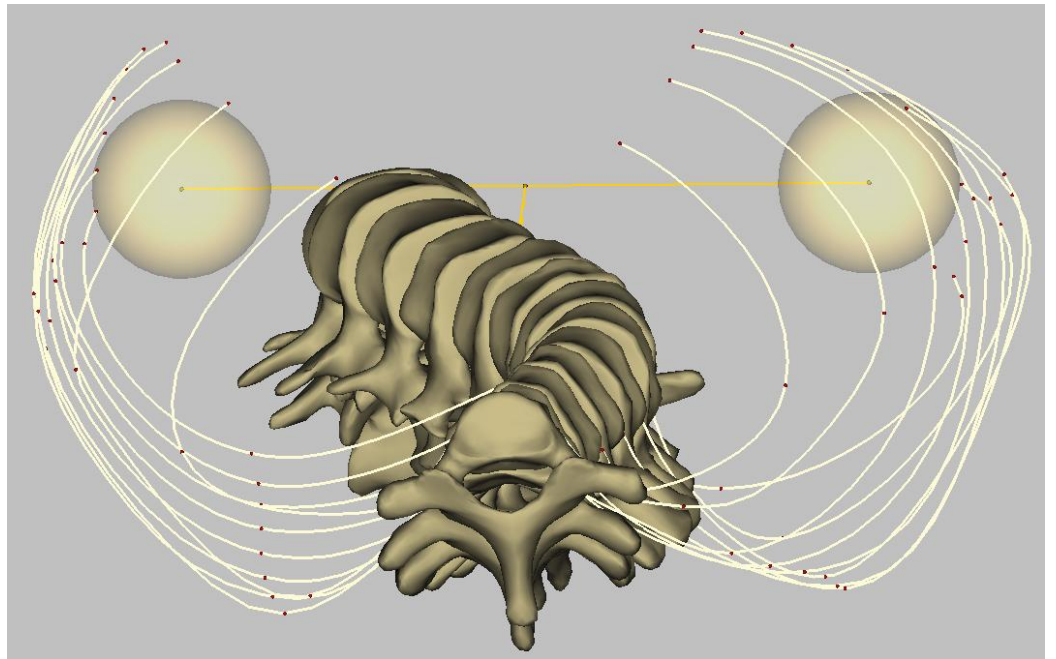


AVEC CORSET

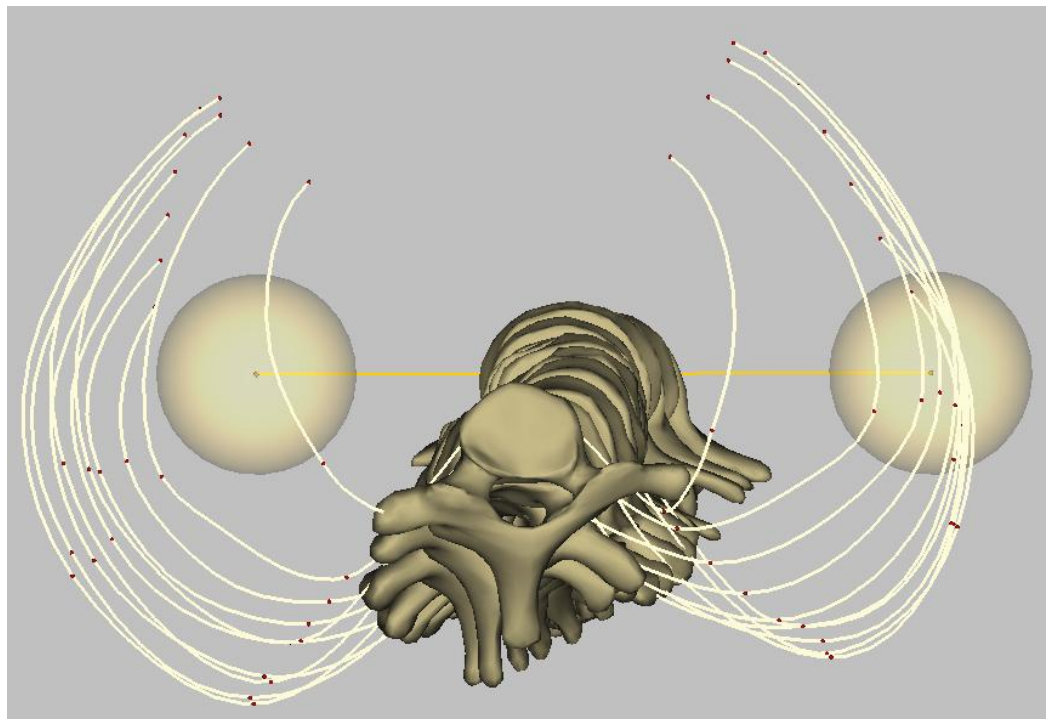


EXEMPLE 2 (CAS 3)

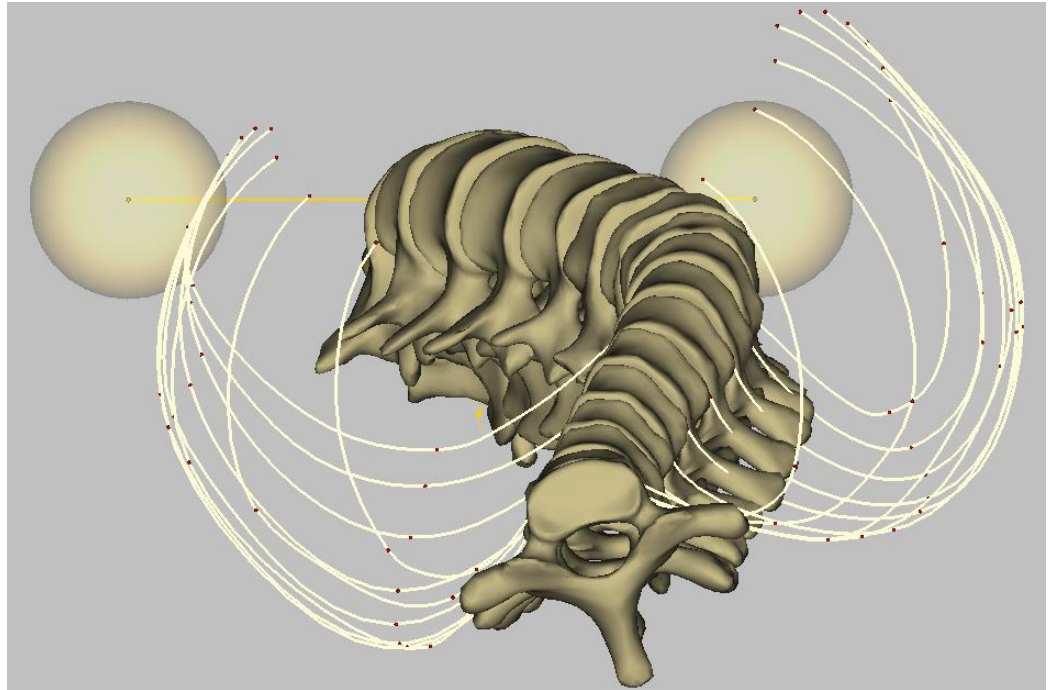
SANS CORSET



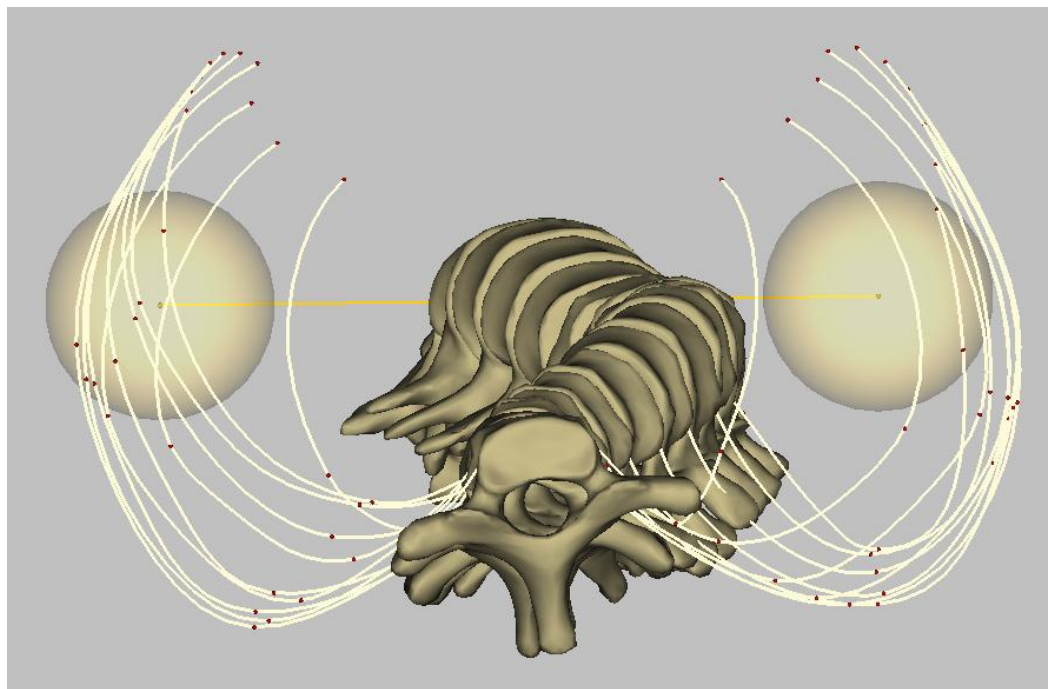
AVEC CORSET



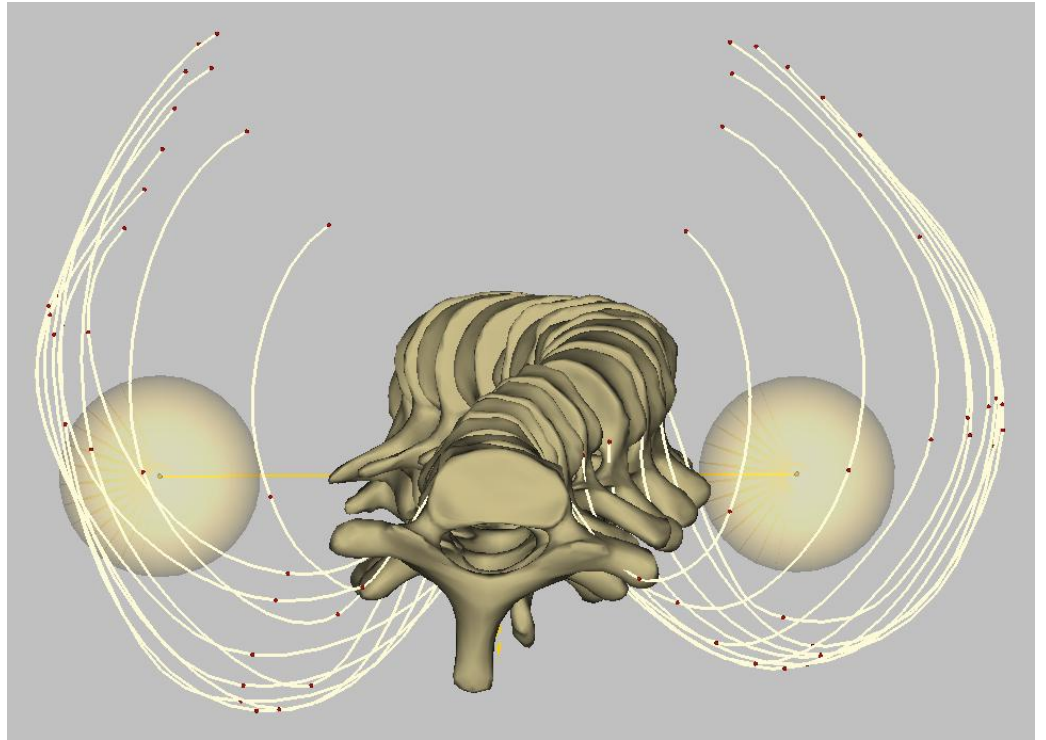
EXEMPLE 3 (CAS 9)
SANS CORSET



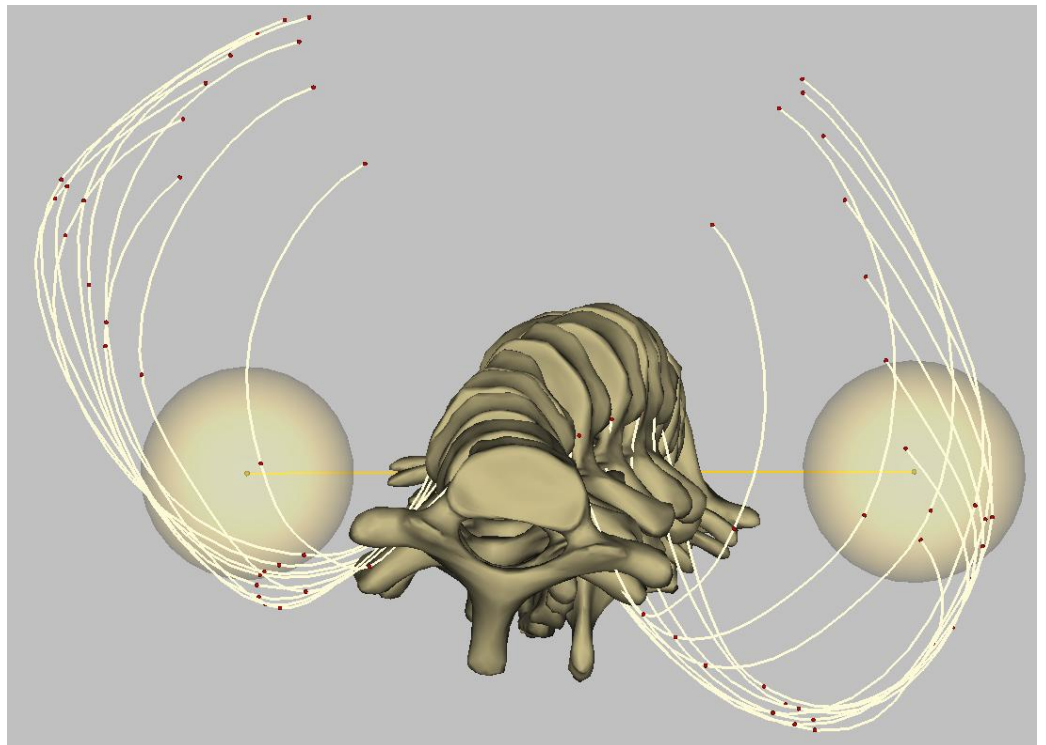
AVEC CORSET



EXEMPLE 4 (CAS 12)
SANS CORSET



AVEC CORSET



Exemple 1 (Cas 1)

Il n'y a pas de modification de l'angle de Cobb. Pas de modification des autres paramètres rachidiens et pas de modification des paramètres de la cage thoracique. Le corset n'a pas d'effet, ni bon ni mauvais sauf qu'il est porté. C'est donc une contrainte inutile

Exemple 2 (Cas 3)

On note une modification importante de l'angle de Cobb au prix d'une diminution de la lordose lombaire. Par contre, le volume thoracique est significativement augmenté avec une diminution de l'index de pénétration rachidien. On note également une diminution de la gibbosité corrélée à une diminution de la RVA. C'est donc un corset efficace au prix d'une diminution de la lordose lombaire.

Exemple 3 (Cas 9)

On note une modification importante de la gibbosité avec une équilibration du tronc dans le plan axial. La modification de la rotation de la cage est associée à une diminution de la RVA. La modification de l'angle de Cobb reste modérée. Le tronc est toute fois mieux équilibré.

Exemple 4 (Cas 12)

On note une diminution de l'angle de Cobb significative et de la RVA. La diminution de la gibbosité est majeure avec une inversion de la gibbosité et une torsion du tronc dans le sens opposé. Le dos plat est majoré par l'appui postérieur avec une aggravation de l'hypocypnose thoracique.

Il y a donc une modification majeure du tronc pour corriger l'angle de Cobb.

Ces exemples montrent l'effet très variable des corsets tant sur la cage que sur le rachis. L'analyse fine de ces cas pourra permettre de mieux comprendre les mécanismes de correction.

CONCLUSION

Il s'agit d'une étude préliminaire de l'effet des corsets sur la cage thoracique. Il n'a pas été noté d'effet d'écrasement du corset. Il n'a pas été noté d'aggravation significative des volumes de la cage thoracique et de l'index de pénétration rachidienne avec le corset mais une tendance chez certains patients. La relation entre la variation de la gibbosité et la RVA est très variable et montre que la correction des gibbosités n'est pas forcément associée à une modification de la RVA. Cette étude montre à nouveau l'intérêt d'une analyse au cas par cas plutôt qu'une analyse statistique globale. Enfin, cette étude préliminaire montre que les mécanismes d'action des corsets sont complexes et que nous sommes encore loin de pouvoir en prédire les effets pour un patient spécifique.

CONCLUSION GENERALE

Ces travaux de thèse s'inscrivent dans un projet de recherche du Laboratoire de Biomécanique dont l'objectif global est l'amélioration de la compréhension des mécanismes biomécaniques liés au développement et au traitement de la scoliose idiopathique de l'adolescent. Dans ce cadre, l'objectif de ces travaux est de contribuer à l'identification des mécanismes d'aggravation de la scoliose idiopathique et d'évaluer l'effet du traitement orthopédique par corsets chez les patients scoliotiques.

L'observation tridimensionnelle des scolioses a permis d'identifier, à travers plusieurs travaux menés au LBM, un schéma spécifique précoce tridimensionnel de la scoliose permettant de prédire l'aggravation. Parmi les paramètres identifiés au sein de ce schéma spécifique, ce sont les paramètres du plan transversal qui semblaient les plus déterminants. Les paramètres du plan transversal a été exploré dans une population de scolioses modérées à plus large échelle afin de déterminer son caractère indépendant de la localisation topographique de la scoliose. Ce schéma spécifique 3D spécifique du plan transversal semble indépendant de la topographie de la scoliose. Il a permis de classer les scolioses modérées étudiées non pas en fonction de leur topographie mais en fonction de leur potentiel d'aggravation.

La prédiction du potentiel d'aggravation des scolioses modérées permettrait d'anticiper sur le début du traitement. En période de croissance et pour des scolioses de faible amplitude, le traitement par corset est le traitement de choix. Son efficacité est toutefois contestée et les mécanismes de correction mal connus. Des reconstructions 3D de rachis de patients porteurs de corsets comme traitement d'une scoliose idiopathique ont été comparées sans et avec le corset. L'étude des paramètres 3D rachidiens et pelviens a montré la très grande variabilité des variations des paramètres. Les corsets permettent dans le meilleur des cas de diminuer l'ensemble des paramètres 3D rachidiens. En revanche, dans plusieurs cas, il a été montré une diminution de l'angle de Cobb mais au prix d'une détérioration de l'équilibre sagittal et des paramètres du plan transversal. Il existe donc une marge entre l'effet escompté et l'effet réel du corset sur le patient. Les mécanismes d'action des corsets sont encore mal connus et peu prédictibles.

La déformation de la cage thoracique est liée à la déformation du rachis scoliotique. C'est cette déformation qui fait toute la gravité des scolioses sévères thoraciques. Une étude tridimensionnelle de la cage thoracique a été menée avec dans un premier temps la validation de la méthode de reconstruction 3D de la cage. La méthode de reconstruction 3D de la cage thoracique basée sur la radiographie biplanaire calibrée avait été validée chez des patients sains. La validation a été poursuivie chez les patients scoliotiques par une étude de précision et une étude de reproductibilité. La méthode est fiable et reproductible chez les patients scoliotiques.

REFERENCES

BIBLIOGRAPHIQUES

- Aubin, C. E., J. Dansereau, et al. (1997). "Rib cage-spine coupling patterns involved in brace treatment of adolescent idiopathic scoliosis." Spine (Phila Pa 1976) **22**(6): 629-35.
- Bagnall, K. M., V. J. Raso, et al. (1996). "Melatonin levels in idiopathic scoliosis. Diurnal and nocturnal serum melatonin levels in girls with adolescent idiopathic scoliosis." Spine (Phila Pa 1976) **21**(17): 1974-8.
- Bernard, J. C., J. Deceuninck, et al. "Vital capacity evolution in patients treated with the CMCR brace: statistical analysis of 90 scoliotic patients treated with the CMCR brace." Scoliosis **6**(1): 19.
- Bernard, J. C., S. Jemni, et al. (2005). "[Evaluation of the efficacy of a carbon brace ("Corset monocoque carbone respectant la respiration" [CMCR]) preserving lung capacity to treat idiopathic scoliosis in children and adolescents: a retrospective study of 115 patients]." Ann Readapt Med Phys **48**(9): 637-49.
- Champain, N. (2004). RECHERCHE DES FACTEURS BIOMECANIQUES
- DANS L'AGGRAVATION DES SCOLIOSES IDIOPATHIQUES. Laboratoire de Biomécanique - ENSAM ParisTech. Paris.
- Charpak, G. (1996). "[Prospects for the use in medicine of new detectors of ionizing radiation]." Bull Acad Natl Med **180**(1): 161-8; discussion 168-9.
- Chase, A. P., D. L. Bader, et al. (1989). "The biomechanical effectiveness of the Boston brace in the management of adolescent idiopathic scoliosis." Spine (Phila Pa 1976) **14**(6): 636-42.
- Clin, J., C. E. Aubin, et al. "A biomechanical study of the Charleston brace for the treatment of scoliosis." Spine (Phila Pa 1976) **35**(19): E940-7.
- Cottalorda, J., R. Kohler, et al. (2005). "Orthoses for mild scoliosis: a prospective study comparing traditional plaster mold manufacturing with fast, noncontact, 3-dimensional acquisition." Spine (Phila Pa 1976) **30**(4): 399-405.
- D'Amato, C. R., S. Griggs, et al. (2001). "Nighttime bracing with the Providence brace in adolescent girls with idiopathic scoliosis." Spine (Phila Pa 1976) **26**(18): 2006-12.
- Dansereau, J. and I. A. Stokes (1988). "Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage." J Biomech **21**(11): 893-901.
- Delorme, S., Y. Petit, et al. (2003). "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 **50**(8): 989-98.
- Drevelle, X. (2011). Modélisation des mécanismes d'aggravation de la scoliose. Laboratoire de Biomécanique - ENSAM ParisTech. Paris.

- Dubousset, J. (1999). "[Idiopathic scoliosis. Definition--pathology--classification--etiology]." Bull Acad Natl Med **183**(4): 699-704.
- Dubousset, J., G. Charpak, et al. (2005). "[A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system]." Bull Acad Natl Med **189**(2): 287-97; discussion 297-300.
- Dubousset, J., G. Charpak, et al. (2008). "[Skeletal and spinal imaging with EOS system]." Arch Pediatr **15**(5): 665-6.
- Dubousset, J., G. Charpak, et al. (2007). "[EOS stereo-radiography system: whole-body simultaneous anteroposterior and lateral radiographs with very low radiation dose]." Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot **93**(6 Suppl): 141-3.
- Dubousset, J. and Y. Cotrel (1991). "Application technique of Cotrel-Dubousset instrumentation for scoliosis deformities." Clin Orthop Relat Res(264): 103-10.
- Dubousset, J., P. Wicart, et al. (2002). "[Thoracic scoliosis: exothoracic and endothoracic deformations and the spinal penetration index]." Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot **88**(1): 9-18.
- Dubousset, J., P. Wicart, et al. (2003). "Spinal penetration index: new three-dimensional quantified reference for lordoscoliosis and other spinal deformities." J Orthop Sci **8**(1): 41-9.
- Duong, L., F. Cheriet, et al. (2006). "Three-dimensional classification of spinal deformities using fuzzy clustering." Spine (Phila Pa 1976) **31**(8): 923-30.
- Duong, L., J. M. Mac-Thiong, et al. (2009). "Three-dimensional subclassification of Lenke type 1 scoliotic curves." J Spinal Disord Tech **22**(2): 135-43.
- Duval-Beaupere, G. (1992). "Rib hump and supine angle as prognostic factors for mild scoliosis." Spine (Phila Pa 1976) **17**(1): 103-7.
- Duval-Beaupere, G. (1996). "Threshold values for supine and standing Cobb angles and rib hump measurements: prognostic factors for scoliosis." Eur Spine J **5**(2): 79-84.
- Duval-Beaupere, G. and J. Dubousset (1972). "[Progressive rotational dislocation of the spine. Mechanical process common to evolutive Kyphoscoliosis complicated by neurologic disorders. Apropos of 16 cases]." Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot **58**(4): 323-34.
- Duval-Beaupere, G. and T. Lamireau (1985). "Scoliosis at less than 30 degrees. Properties of the evolutivity (risk of progression)." Spine (Phila Pa 1976) **10**(5): 421-4.
- Duval-Beaupere, G., C. Schmidt, et al. (1992). "A Barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: the conditions required for an economic standing position." Ann Biomed Eng **20**(4): 451-62.
- Gabos, P. G., J. A. Bojeskul, et al. (2004). "Long-term follow-up of female patients with idiopathic scoliosis treated with the Wilmington orthosis." J Bone Joint Surg Am **86-A**(9): 1891-9.
- Gille, O., N. Champain, et al. (2007). "Reliability of 3D reconstruction of the spine of mild scoliotic patients." Spine (Phila Pa 1976) **32**(5): 568-73.
- Graf, H., J. Hecquet, et al. (1983). "[3-dimensional approach to spinal deformities. Application to the study of the prognosis of pediatric scoliosis]." Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot **69**(5): 407-16.

- Griffet, J., J. Thevenot, et al. (1998). "Presentation of GTB orthoses for hyperlordotic treatment of idiopathic scoliosis." Eur J Pediatr Surg **8**(3): 163-7.
- Helfenstein, A., M. Lankes, et al. (2006). "The objective determination of compliance in treatment of adolescent idiopathic scoliosis with spinal orthoses." Spine (Phila Pa 1976) **31**(3): 339-44.
- Humbert, L., H. Carlioz, et al. (2008). "3D Evaluation of the acetabular coverage assessed by biplanar X-rays or single anteroposterior X-ray compared with CT-scan." Comput Methods Biomech Biomed Engin **11**(3): 257-62.
- Humbert, L., J. A. De Guise, et al. (2009). "3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences." Med Eng Phys **31**(6): 681-7.
- Jolivet, E., B. Sandoz, et al. "Fast 3D reconstruction of the rib cage from biplanar radiographs." Med Biol Eng Comput **48**(8): 821-8.
- Jones, R. S., J. D. Kennedy, et al. (1981). "Mechanical inefficiency of the thoracic cage in scoliosis." Thorax **36**(6): 456-61.
- Kadoury, S., F. Chretien, et al. (2009). "A three-dimensional retrospective analysis of the evolution of spinal instrumentation for the correction of adolescent idiopathic scoliosis." Eur Spine J **18**(1): 23-37.
- Karol, L. A. (2001). "Effectiveness of bracing in male patients with idiopathic scoliosis." Spine (Phila Pa 1976) **26**(18): 2001-5.
- Kohler, R., J. Bérard, et al. (1997). La scoliose idiopathique, Sauramps.
- Kohler, R., J. Cottalorda, et al. (1996). Analyse de la forme externe du tronc par prise d'empreinte optique : ses applications à la confection de corsets et à la surveillance clinique des scolioses. La scoliose idiopathique. Masson. Paris: 238-244.
- King, H. A., J. H. Moe, et al. (1983). "The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis." J Bone Joint Surg Am **65**(9): 1302-13.
- Korovessis, P., C. Kyrkos, et al. (2000). "Effects of thoracolumbosacral orthosis on spinal deformities, trunk asymmetry, and frontal lower rib cage in adolescent idiopathic scoliosis." Spine (Phila Pa 1976) **25**(16): 2064-71.
- Labelle, H., C. Bellefleur, et al. (2007). "Preliminary evaluation of a computer-assisted tool for the design and adjustment of braces in idiopathic scoliosis: a prospective and randomized study." Spine (Phila Pa 1976) **32**(8): 835-43.
- Labelle, H., J. Dansereau, et al. (1996). "Three-dimensional effect of the Boston brace on the thoracic spine and rib cage." Spine (Phila Pa 1976) **21**(1): 59-64.
- Lafon, Y., V. Lafage, et al. (2009). "Intraoperative three-dimensional correction during rod rotation technique." Spine (Phila Pa 1976) **34**(5): 512-9.
- Lenke, L. G., R. R. Betz, et al. (2001). "Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis." J Bone Joint Surg Am **83-A**(8): 1169-81.
- Lonstein, J. E. and R. B. Winter (1994). "The Milwaukee brace for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. A review of one thousand and twenty patients." J Bone Joint Surg Am **76**(8): 1207-21.

- Michel, C. R., J. Caton, et al. (1987). "[Long-term outcome of idiopathic scolioses treated by the Lyons orthopedic technic]." Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot **73 Suppl 2**: 134-7.
- Miller, N. H. (2007). "Genetics of familial idiopathic scoliosis." Clin Orthop Relat Res **462**: 6-10.
- Moreau, A., D. S. Wang, et al. (2004). "Melatonin signaling dysfunction in adolescent idiopathic scoliosis." Spine (Phila Pa 1976) **29**(16): 1772-81.
- Morin, C. (2005). Traitement orthopédique des scolioses idiopathiques, Elsevier Masson.
- Nachemson, A. L. and L. E. Peterson (1995). "Effectiveness of treatment with a brace in girls who have adolescent idiopathic scoliosis. A prospective, controlled study based on data from the Brace Study of the Scoliosis Research Society." J Bone Joint Surg Am **77**(6): 815-22.
- Negrini, S., S. Minozzi, et al. "Braces for idiopathic scoliosis in adolescents." Spine (Phila Pa 1976) **35**(13): 1285-93.
- Perdriolle, R. (1979). La scoliose, son étude tridimensionnelle. Paris.
- Perdriolle, R. (1991). "The torsion meter: a critical review." J Pediatr Orthop **11**(6): 789.
- Perdriolle, R., P. Le Borgne, et al. (2001). "Idiopathic scoliosis in three dimensions: a succession of two-dimensional deformities?" Spine (Phila Pa 1976) **26**(24): 2719-26.
- Perdriolle, R. and J. Vidal (1981). "[A study of scoliotic curve. The importance of extension and vertebral rotation (author's transl)]." Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot **67**(1): 25-34.
- Perie, D., C. E. Aubin, et al. (2003). "Boston brace correction in idiopathic scoliosis: a biomechanical study." Spine (Phila Pa 1976) **28**(15): 1672-7.
- Perie, D., C. E. Aubin, et al. (2004). "Personalized biomechanical simulations of orthotic treatment in idiopathic scoliosis." Clin Biomech (Bristol, Avon) **19**(2): 190-5.
- Perie, D., J. Sales De Gauzy, et al. (2002). "Biomechanical evaluation of Cheneau-Toulouse-Munster brace in the treatment of scoliosis using optimisation approach and finite element method." Med Biol Eng Comput **40**(3): 296-301.
- Pomero, V., D. Mitton, et al. (2004). "Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model." Clin Biomech (Bristol, Avon) **19**(3): 240-7.
- Pyle, S. I., A. M. Waterhouse, et al. (1971). "Attributes of the radiographic standard of reference for the National Health Examination Survey." Am J Phys Anthropol **35**(3): 331-7.
- Risser, J. C. (1958). "The Iliac apophysis; an invaluable sign in the management of scoliosis." Clin Orthop **11**: 111-9.
- Rousie, D. L., J. P. Deroubaix, et al. (2009). "Abnormal connection between lateral and posterior semicircular canal revealed by a new modeling process: origin and physiological consequences." Ann N Y Acad Sci **1164**: 455-7.
- Rowe, D. E., S. M. Bernstein, et al. (1997). "A meta-analysis of the efficacy of non-operative treatments for idiopathic scoliosis." J Bone Joint Surg Am **79**(5): 664-74.
- Sangole, A. P., C. E. Aubin, et al. (2009). "Three-dimensional classification of thoracic scoliotic curves." Spine (Phila Pa 1976) **34**(1): 91-9.

- Schmitz, A., J. Kandyba, et al. (2001). "A new method of MR total spine imaging for showing the brace effect in scoliosis." *J Orthop Sci* **6**(4): 316-9.
- Schmitz, A., R. Konig, et al. (2005). "Visualisation of the brace effect on the spinal profile in idiopathic scoliosis." *Eur Spine J* **14**(2): 138-43.
- Skalli, W. (2011). *Stéréoradiographie basse dose EOS : de la recherche à la routine clinique*, Elsevier Masson.
- Spoonamore, M. J., L. A. Dolan, et al. (2004). "Use of the Rosenberger brace in the treatment of progressive adolescent idiopathic scoliosis." *Spine (Phila Pa 1976)* **29**(13): 1458-64.
- SRS. (2009). "http://www.srs.org/professionals/education_materials/SRS_bracing_manual/index.htm."
- Stagnara, P., J. Desbrosses, et al. (1965). "[Structural Scoliosis. Terminal Results of Orthopedic Treatments During the Growth Period]." *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* **51**: 33-52.
- Steib, J. P., R. Dumas, et al. (2004). "Surgical correction of scoliosis by in situ contouring: a detorsion analysis." *Spine (Phila Pa 1976)* **29**(2): 193-9.
- Stocks, J. and P. H. Quanjer (1995). "Reference values for residual volume, functional residual capacity and total lung capacity. ATS Workshop on Lung Volume Measurements. Official Statement of The European Respiratory Society." *Eur Respir J* **8**(3): 492-506.
- Stokes, I. A. (1989). "Axial rotation component of thoracic scoliosis." *J Orthop Res* **7**(5): 702-8.
- Stokes, I. A. (1997). "Analysis of symmetry of vertebral body loading consequent to lateral spinal curvature." *Spine (Phila Pa 1976)* **22**(21): 2495-503.
- Stokes, I. A., R. G. Burwell, et al. (2006). "Biomechanical spinal growth modulation and progressive adolescent scoliosis--a test of the 'vicious cycle' pathogenetic hypothesis: summary of an electronic focus group debate of the IBSE." *Scoliosis* **1**: 16.
- Stokes, I. A., A. P. Sangole, et al. (2009). "Classification of scoliosis deformity three-dimensional spinal shape by cluster analysis." *Spine (Phila Pa 1976)* **34**(6): 584-90.
- Szwed, A., M. Kolban, et al. (2009). "Results of SpineCor dynamic bracing for idiopathic scoliosis." *Ortop Traumatol Rehabil* **11**(5): 427-32.
- Takahashi, S., N. Suzuki, et al. (2007). "Factors of thoracic cage deformity that affect pulmonary function in adolescent idiopathic thoracic scoliosis." *Spine (Phila Pa 1976)* **32**(1): 106-12.
- Trivedi, J. M. and J. D. Thomson (2001). "Results of Charleston bracing in skeletally immature patients with idiopathic scoliosis." *J Pediatr Orthop* **21**(3): 277-80.
- Wang, W. J., H. Y. Yeung, et al. "Top theories for the etiopathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis." *J Pediatr Orthop* **31**(1 Suppl): S14-27.
- Weinstein, S. L., L. A. Dolan, et al. (2008). "Adolescent idiopathic scoliosis." *Lancet* **371**(9623): 1527-37.
- Willers, U., H. Normelli, et al. (1993). "Long-term results of Boston brace treatment on vertebral rotation in idiopathic scoliosis." *Spine (Phila Pa 1976)* **18**(4): 432-5.
- Wong, M. S., C. Y. Cheng, et al. (2008). "The effect of rigid versus flexible spinal orthosis on the gait pattern of patients with adolescent idiopathic scoliosis." *Gait Posture* **27**(2): 189-95.

- Wong, M. S. and J. H. Evans (1998). "Biomechanical evaluation of the Milwaukee brace." Prosthet Orthot Int **22**(1): 54-67.
- Wong, M. S., J. T. Lee, et al. (2003). "Effect of different casting methods on adolescent idiopathic scoliosis." Prosthet Orthot Int **27**(2): 121-31.
- Yrjonen, T., M. Ylikoski, et al. (2006). "Effectiveness of the Providence nighttime bracing in adolescent idiopathic scoliosis: a comparative study of 36 female patients." Eur Spine J **15**(7): 1139-43.
- Zeh, A., M. Planert, et al. (2008). "The flexible Triac-Brace for conservative treatment of idiopathic scoliosis. An alternative treatment option?" Acta Orthop Belg **74**(4): 512-21.

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 Représentation du rachis de dos et de profil	5
Figure 2 Représentation schématique d'une vertèbre	6
Figure 3 Environnement capsulo-ligamentaire du rachis : Ligament intervertébral antérieur (11), Ligament intervertébral postérieur (9), disque intervertébral (10), Capsule articulaire postérieure (4), ligament interépineux (6).....	7
Figure 4 Schéma représentant la cage thoracique.....	8
Figure 5 schéma montrant les mesures des paramètres pelviens	9
Figure 6 Schéma représentant différents types de courbures scoliotiques	10
Figure 7 Schéma représentant la mesure de l'angle de Cobb.....	11
Figure 8 Cuneiformisation des vertèbres	11
Figure 9 Rotation des vertèbres entraînant la rotation des côtes créant la gibbosité	12
Figure 10 Vue de dos et de profil d'un patient scoliotique	13
Figure 11 Gibbosité clinique.....	14
Figure 12 Indices de Tanner chez la fille	14
Figure 13 Indice de Risser	15
Figure 14 Photographie du système EOS	16
Figure 15 Schéma représentant le principe d'appui et de contre appui.....	18
Figure 16 Schéma représentant un couple de torsion. 2 forces opposées \vec{F} appliquée en A et $-\vec{F}$ appliquée en B, points distincts d'un même système produisent un moment en O. Il est maximal lorsque \vec{AB} et \vec{F} sont orthogonaux.....	19
Figure 17 Mise en place des bandes de dérotation pour un plâtre EDF	20
Figure 18 Photographie d'un corset de Boston.....	21
Figure 19 Schéma montrant la conception d'un corset de Boston avec le placement des « pads »	21
Figure 20 Schéma montrant le placement des pads de dérotation	22
Figure 21 Photographie d'un corset de Milwaukee	23
Figure 22 Définition des termes théoriques pour la conception du corset de Charleston	24
Figure 23 Corset de Providence	25
Figure 24 Corset dynamique de type SpineCor	26
Figure 25 Corset de type CTM.....	27

Figure 26 Corset court de type GTB	28
Figure 27 Corset 3D	29
Figure 28 Radiographie pre et post opératoire d'une correction chirurgicale d'un scoliose thoracique	30
Figure 29 Cercle Vicieux(Stokes, Burwell et al. 2006)	32
Figure 30 Evolution chronologique des scolioses idiopathiques(Duval-Beaupere and Lamireau 1985)	33
Figure 31 Représentation DaVinci (Sangole, Aubin et al. 2009)	36
Figure 32 Graphique montrant la courbe d'évolutivité d'une scoliose non traitée (en rouge) et traitée par corset (en vert). P représente le début du pic pubertaire.	38
Figure 33 Schéma montrant l'effet 3D du corset de Boston (Aubin, Dansereau et al. 1997)	39
Figure 34 Modèle en éléments finis du corset (C) et du corset installé sur le patient (D). (Clin, Aubin et al.)	41
Figure 35 Schémas représentant 5 des 6 paramètres 3D utilisés dans l'indice de sévérité	46
Figure 36 Reconstruction EOS de 2 patients ayant une scoliose de même angle de Cobb et de même Apex en vue de dessus et vue de face.	52
Figure 37 Valeurs des paramètres pour les deux patients Figure 2	53
Figure 38 Effet hypolordosant du corset.....	60
Figure 39 Effet Hypocyphosant (dos plat / dos Cruex)	61
Figure 40 Amélioration de la rotation vertébrale apicale, de la cyphose thoracique et de l'angle de Cobb. Aucune modification de l'index de torsion.	62
Figure 41 Radiographies EOS de face et profil montrant les différents points à cliquer pour obtenir la reconstruction 3D.	64
Figure 42 Reconstruction 3D chez le même patient	65
Figure 43 Surface moyenne et lignes moyennes (C1-C10)	66
Figure 44 Différentes orientations des plans (Horizontaux, Plan MC arcs)	67
Figure 45 Définition des paramètres.....	68
Figure 46 Schéma montrant le maillage utilisé pour calculer le volume	69
Figure 47 Schéma représentant l'index de pénétration rachidienne volumique	69
Figure 48 Schéma montrant les 2 pseudos-radios issues du scanner et la reconstruction 3D (Avizo) et les lignes moyennes de la reconstruction par EOS.	71
Figure 49 Carte des max.....	73
Figure 50 radiographie de profil EOS montrant les points anatomiques à cliquer. L'asymétrie du thorax permet de localiser les côtes aisément.	81
Figure 51 Variation du diamètre sagittal.....	84
Figure 52 Variation du diamètre frontal	84

Figure 53 Variations Volume	85
Figure 54 variation du spi volumique.....	85
Figure 55 variations volume et spi	86
Figure 56 Variations de gibbosité max.....	86
Figure 57 Variation Gibbosité et RVA.....	86

TABLE DES MATIERES

REMERCIEMENTS	3
CHAPITRE 1 – RAPPELS ANATOMIQUES et DEFINITIONS	5
Généralités	5
La vertèbre	6
La cage thoracique	7
Les paramètres pelviens et rachidiens	8
La scoliose	10
Le traitement.....	17
CHAPITRE 2 - REVUE DE LA LITTERATURE	31
Etiopathogénie de la scoliose idiopathique	31
Les outils d'aide à l'analyse de l'évolutivité de la scoliose	32
L'effet des corsets	37
Conclusion	44
CHAPITRE 3 - CONTRIBUTION AUX TRAVAUX DE RECHERCHE SUR LES FACTEURS BIOMECANIQUES D'AGGRAVATION DES SCOLIOSES MODEREES	45
Introduction	45
Matériels et Méthodes.....	47
Resultats.....	49
Discussion.....	51
Conclusion	53
CHAPITRE 4 – EFFICACITE DES CORSETS	54
Introduction	54
Matériels et Méthodes.....	55
Résultats.....	56
Discussion.....	59
Conclusion	62
CHAPITRE 5 – VALIDATION DE LA METHODE DE RECONSTRUCTION DE LA CAGE THORACIQUE AVEC EOS	63
Introduction	63

Matériels et Méthodes.....	64
Resultats.....	73
Discussion.....	79
Conclusion.....	81
CHAPITRE 6 – EFFET DES CORSETS SUR LA CAGE THORACIQUE – ETUDE PRELIMINAIRE.....	82
Introduction	82
Matériels et Méthodes.....	83
Résultats.....	84
Discussion.....	88
Conclusion.....	93
CONCLUSION GENERALE.....	94
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	95
TABLE DES ILLUSTRATIONS	101
TABLE DES MATIERES.....	106

Recherche d'indicateurs cliniques tridimensionnels d'aggravation et de correction par orthèse des scolioses idiopathiques modérées

RESUME : La scoliose est une déformation du rachis dans les trois plans de l'espace. Cette déformation est évolutive pendant toute la croissance. Les enjeux sont pronostics et thérapeutiques. L'étude de la déformation scoliotique en 3D grâce aux méthodes d'imagerie actuelles a permis de décrire un schéma spécifique 3D de scoliose évolutive à partir de paramètres du plan transversal. Ce schéma spécifique 3D est indépendant de la topographie de la scoliose et apparaît tôt dans l'évolution de la scoliose. Prédire l'aggravation mène à pouvoir anticiper le traitement pour les scolioses à risque. Le traitement conservateur par corset reste le traitement de choix en période de croissance. Mais il n'est pas consensuel. L'étude de l'effet en 3D des corsets, au cas par cas, a permis de montrer la grande variabilité de l'effet des corsets sur l'ensemble des paramètres 3D rachidiens et pelviens. Les corsets prennent appui sur la cage thoracique. Leur effet sur la forme 3D de la cage thoracique est mal connu par manque de méthode d'analyse fiable et reproductible en position debout validée chez les patients scoliotiques. La méthode de reconstruction 3D de la cage thoracique à partir de radiographies biplanaires calibrées, développée et validée au LBM chez des patients sains, a fait l'objet dans ce travail, d'une validation chez les patients scoliotiques. L'accès à la morphologie 3D du rachis et de la cage thoracique a donc permis d'étudier de façon préliminaire l'effet des corsets sur la cage thoracique. Cette étude a montré une grande variabilité de l'effet des corsets et a permis de poser les bases de futures études cliniques et biomécaniques visant améliorer la compréhension de l'effet 3D des corsets sur le rachis et la cage thoracique.

Mots clés : scoliose, 3D, facteurs d'aggravation, corset, cage thoracique

Analysis of progressive mild scoliosis 3D pattern and of brace correction

ABSTRACT : Scoliosis is a deformity of the spine in the 3 dimensions. The scoliosis curve is progressive during the whole growth. The mains issues are the prediction of the progression and early management of the deformity. Novel 3D Imaging modalities have made possible 3D reconstructions of the spine in standing position. A 3D pattern of progressive scoliotic curve has been described. This transverse plane 3D pattern is independent of the topography of the curve and may be described at an early stage of the development of the scoliosis. Prediction of the progression leads to anticipation of the treatment in progressive scoliosis. Brace treatment is the main option during growth. However, bracing is not consensual. The 3D effect of brace treatment has been studied on scoliotic patients. The results showed a high variability of the effect of the brace on all 3D spine and pelvic parameters. There is a lack of knowledge of the effect of brace treatment on the rib cage. A reason is the lack of accurate and reproducible method of 3D reconstruction of the rib cage in standing position. Such method based on calibrated biplanar X-rays, developed and validated in asymptomatic patients in our institution, was used and validated on scoliotic patients in this work. Analysis of the effect of brace treatment of the shape of the rib cage was therefore possible. A preliminary study was performed and showed a high variability of the effect of bracing on the rib cage. This study also put the basis of further clinical and biomechanical studies on correction mechanisms of brace treatment on the spine and the rib cage.

Keywords : scoliosis, 3D, progression risk, brace, rib cage