

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE LA RÉDUCTIBILITÉ DE LA SCOLIOSE  
IDIOPATHIQUE PAR RÉÉDUCATION POSTURALE GLOBALE EN  
PHYSIOTHÉRAPIE

SARAH DUPUIS

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL  
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

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

JUIN 2017

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE LA RÉDUCTIBILITÉ DE LA SCOLIOSE IDIOPATHIQUE  
PAR RÉÉDUCATION POSTURALE GLOBALE EN PHYSIOTHÉRAPIE

présenté par : DUPUIS Sarah

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

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

Mme PÉRIÉ-CURNIER Delphine, Doctorat, présidente

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

Mme FORTIN Carole, Ph. D., membre et codirectrice de recherche

M. VEILLEUX Louis-Nicolas, Ph. D., membre

## REMERCIEMENTS

Je tiens d'abord à remercier mon directeur de recherche Dr Carl-Éric Aubin pour son implication engagée et son temps investi dans la supervision de ce projet. Merci pour la confiance témoignée et les opportunités offertes d'abord comme étudiante en initiation à la recherche en 2010, jusqu'à l'encadrement à la maîtrise. Je me considère privilégiée d'avoir pu travailler au sein de son laboratoire. Je remercie chaleureusement ma codirectrice Dr Carole Fortin pour sa grande implication, sa disponibilité et son apport clinique et scientifique essentiels à ce projet. Son dynamisme contagieux et sa passion pour la recherche en font un modèle inspirant. Merci à tous les deux pour votre soutien et vos encouragements dans mon cheminement professionnel qui ont facilité la conciliation travail-étude des neuf derniers mois de la maîtrise.

Je souhaite mentionner l'aide et la formation reçues par les associés de recherche dévoués que sont Christian Bellefleur, Nathalie Bourassa et Philippe Labelle. Un merci particulier à Christiane Caouette pour son accompagnement tout au long de mon cheminement, pour ses nombreux conseils et sa disponibilité pour la réalisation de ce projet.

Un grand merci à mes collègues et surtout amis du laboratoire pour leur solidarité, leur jovialité et le partage de connaissances. Je souhaite exprimer ma gratitude à Viviane Lalande et Nikita Cobetto pour les discussions constructives et la formation sur les outils de recherche. Une mention particulière à Rany qui m'a accompagnée et soutenue tous ces soirs de rédaction à Sainte-Justine et les fins de semaine au Café Perko. Nos échanges m'ont permis de garder la motivation et la persévérance jusqu'à la fin. Je remercie chaleureusement Isabelle Leclair, coéquipière pour le recrutement et la réalisation de l'étude clinique, avec qui ce fut un sincère plaisir de travailler et de collaborer.

Cette étude n'aurait pu s'accomplir sans la généreuse collaboration de plusieurs acteurs. Un grand merci à toute l'équipe de l'URCO et particulièrement à Julie Joncas et Soraya Barchi pour la mise sur pied de l'étude clinique, Sylvain Deschênes et Marie-Christine Jacques avec l'équipe de technologues en radiologie, Manivone Savann pour la collaboration aux acquisitions cliniques, Philippe Debanné pour le support technique, Marie Beauséjour pour les recommandations en statistiques et les physiothérapeutes du CHUSJ qui m'ont permis d'assister aux séances cliniques pour mon initiation à la méthode RPG. Un précieux merci aux patients et leur famille d'avoir accepté de participer à cette étude.

Je suis reconnaissante envers les différents organismes subventionnaires dont le programme MEDITIS (CRSNG) m'ayant permis de réaliser ce projet et surtout de vivre une expérience professionnellement et culturellement enrichissante à l'international. J'ai ainsi pu faire la rencontre de personnes engagées et passionnées qui m'ont généreusement accueillie au sein de leur institution : Julie Deceuninck (Centre des Massues), Dr Jean-Claude Bernard (Centre des Massues), Gregory Notin (Lecante), Luc Boronat (Rodin 4D) et Philippe Wentzy (Lagarrigue).

Je tiens à souligner la chance que j'ai d'avoir des amis compréhensifs et solidaires, qui m'inspirent par leur intelligence et leur parcours. Merci particulièrement à mes amies de toujours, Karine Dubois qui a traversé la première le chemin de la maîtrise et Jade Racine avec qui j'ai marché côte-à-côte.

Je souhaite exprimer ma profonde reconnaissance à toute ma famille pour leur support constant et leur amour. Vos encouragements ont eu un impact plus grand que vous le soupçonnez dans la réussite et l'aboutissement de ce projet.

## RÉSUMÉ

La scoliose idiopathique (SI) est une déformation tridimensionnelle (3D) du rachis évolutive et complexe sans cause exacte connue. La déformation crée une asymétrie de posture apparente qui peut affecter l'estime et la confiance en soi, limiter ou gêner la pratique de certaines activités et altérer la capacité respiratoire. Des 2-3 % de la population générale diagnostiquée avec une scoliose, 80 % des cas sont de type idiopathique et les cas évolutifs concernent majoritairement les jeunes filles en période de croissance. Le type de traitement prescrit est adapté selon la gravité de la déformation, qui se mesure selon l'angle de Cobb. Pour les scolioses légères (Cobb < 25°) les patients sont sous observation, alors que pour les scolioses modérées (Cobb 25° - 45°) le port du corset orthopédique peut être prescrit. Les exercices spécifiques à la scoliose en physiothérapie se présentent comme un traitement alternatif ou complémentaire à la prise en charge des scolioses légères et modérées. Finalement pour les scolioses sévères (Cobb > 45°) la chirurgie est préconisée.

La Rééducation posturale globale (RPG) est une approche de physiothérapie développée dans les années 80 en France pour traiter les affectations musculo-squelettiques, et fait partie des exercices spécifiques à la scoliose. Cette approche de traitement est basée sur la pratique de postures actives d'étirement et d'exercices d'intégration sensorimotrice. Les principaux objectifs sont de freiner la progression de la courbure, améliorer la posture et éliminer les douleurs au dos. En RPG l'évaluation posturale qui guidera la suite de la prise en charge se fait par la photographie générale, l'évaluation des rétractions musculaires et la ré-équilibration. L'étape de ré-équilibration vise à déterminer la capacité de correction de la déformation et à évaluer la rigidité du tronc. Les postures de correction manuelle et d'autocorrection pratiquées debout en font partie et permettent d'évaluer le potentiel de réductibilité de la courbure du patient. La correction manuelle permet de vérifier qualitativement la rigidité du tronc et de voir l'impact de cette correction sur la posture générale. L'autocorrection vise à évaluer la capacité du patient à intégrer les corrections en sollicitant la musculature du tronc.

Toutefois, la RPG appliquée à la scoliose est peu documentée dans la littérature scientifique. De plus, il n'y a pas d'outil permettant une évaluation quantitative de la rigidité du tronc du patient avec scoliose pendant la séance de traitement de physiothérapie.

Un modèle par éléments finis (MEF) représentant les structures anatomiques du tronc humain a été précédemment développé pour simuler la correction immédiate de la scoliose obtenue dans le corset. Ce modèle a le potentiel de pouvoir être adapté et modifié pour simuler d'autres traitements conservateurs comme les manœuvres de physiothérapie.

L'objectif de cette étude était d'évaluer, par le biais de la modélisation par éléments finis, la réductibilité de la correction manuelle et de l'autocorrection selon l'approche RPG en physiothérapie sur la correction de la courbure pour la scoliose idiopathique.

Une étude clinique avec 16 patients SI (2 SI juvénile et 14 SI de l'adolescence) a permis de mesurer expérimentalement les postures de ré-équilibration RPG. Pour chaque patient, le MEF a été reconstruit depuis la topographie de surface et les radiographies bi-planaires faibles doses en posture de référence debout. Des gants munis de capteurs de force portés par le thérapeute ont permis de mesurer la force exercée par ce dernier à l'interface main-tronc lors de la posture de correction manuelle. La correction manuelle a été simulée en reproduisant la force mesurée par la main droite par un vecteur force équivalent sur un nœud des côtes du modèle. Un indice de rigidité de la correction manuelle a été défini comme le rapport entre la force appliquée et la réduction de courbure résultante ( $\frac{\text{force}}{\Delta \text{angle de Cobb}}$ ). L'autocorrection a été mesurée par topographie de surface et radiographies afin d'être comparée avec les acquisitions en posture de référence. Elle a ensuite été simulée en fixant la position de la première vertèbre thoracique (T1) et des vertèbres apicales thoracique et lombaire à leur position autocorrigée telle que mesurée sur les radiographies sagittale et coronale en autocorrection. Un indice de rigidité de l'autocorrection a été défini comme la force de réaction à la vertèbre apicale thoracique divisée par la réduction de courbure en autocorrection ( $\frac{\text{force}}{\Delta \text{angle de Cobb}}$ ). L'analyse statistique a consisté en une ANOVA avec test post-hoc de Tukey pour comparer les angles de Cobb dans les différentes conditions testées et les corrélations ont été calculées avec le coefficient de Pearson.

Lors de la pratique de la correction manuelle, une force de correction moyenne de  $31 \pm 6$  N [23 N – 55 N] a été mesurée sous la main droite du thérapeute. La simulation de cette posture a généré une correction moyenne de 26 % ( $p < 0.05$ ) de la courbure thoracique avec une augmentation non cliniquement significative de la contre-courbure. La cyphose thoracique a augmenté d'en moyenne  $3^\circ$  ( $p < 0.05$ ) alors que la lordose lombaire est demeurée inchangée. L'indice de rigidité

en correction manuelle variait de 2 à 10 N par degré de correction. L'autocorrection réelle a réduit la courbure thoracique en moyenne de 33 % ( $p < 0.05$ ) sans aggraver la contre-courbure lombaire, alors que les courbures du plan sagittal ont été réduites d'en moyenne 6° pour la cyphose et 5° pour la lordose ( $p < 0.05$ ). Une corrélation forte a été obtenue entre l'autocorrection réelle et simulée ( $r = 0.9$ ), bien que la simulation de l'autocorrection ait tendance à sous-évaluer la correction réelle obtenue d'en moyenne 3° ( $p < 0.05$ ). La force de réaction moyenne à la vertèbre apicale thoracique était de 45 N, résultant en un indice de rigidité allant de 0 à 21 N par degré de correction. Il n'y avait pas de corrélation entre la correction manuelle du thérapeute et l'autocorrection exercée par le patient.

Le rapport entre la force appliquée et la réduction de courbure thoracique obtenue en correction manuelle permet de définir un indice de rigidité définissant un classement relatif de la souplesse des troncs des patients. L'indice de rigidité en autocorrection informe sur la capacité du patient à réduire de lui-même sa courbure. L'absence de corrélation entre les corrections des deux postures suggère des mécanismes de correction différents, soit une correction passive (correction manuelle) et active par sollicitation musculaire (autocorrection).

Comme pour tout modèle de calcul, le MEF est une simplification de la réalité permettant de tester l'effet de paramètres contrôlés, et présente donc certaines limites. Comme condition limite l'orientation du bassin était fixée dans l'espace et une position prédéterminée de T1 devait être établie dans le plan transverse. La simulation de la correction manuelle n'a pu être vérifiée, car il était éthiquement impossible de prendre une radiographie dans cette posture, mais l'exploitation des topographies de surface permettrait éventuellement une première vérification. La rotation vertébrale n'a pas été mesurée dans cette étude ni implémentée dans la simulation. Cette modélisation présente la force générale permettant de maintenir la posture de correction manuelle et d'autocorrection; les différentes combinaisons de recrutement musculaire pour conserver ces postures ne sont pas représentées explicitement dans le modèle. Finalement, le nombre limité de patients n'a pas permis de distinguer l'effet du traitement prescrit (corset, physiothérapie en cours ou passé) sur les réductions de courbures mesurées et simulées dans l'une ou l'autre des postures.

Cette étude est dans les premières à mesurer les forces de correction des mains du physiothérapeute lors d'un traitement RPG de la scoliose et a permis de calculer un indice de rigidité du tronc. Plus de travaux sont nécessaires pour compléter la validation complète du

modèle pour simuler la correction manuelle et l'autocorrection. Cela permettrait à terme de quantifier la rigidité du tronc sans l'entremise de tests de flexibilité ionisants. De ce fait, le développement d'un indice de rigidité pour quantifier la résistance du tronc à la correction permettrait de faciliter la planification et le suivi du traitement de physiothérapie. De plus, l'évaluation du potentiel d'autocorrection trouve sa pertinence pour déterminer l'efficacité du traitement au niveau de l'intégration de la posture corrigée. La poursuite des recherches portant sur la biomécanique des mécanismes de correction en RPG permettrait de supporter la contribution de cette approche au traitement.

## ABSTRACT

Idiopathic scoliosis (IS) is a complex and evolutive three-dimensional (SD) deformation of the spine of unknown cause. It leads to a visible postural asymmetry, which may affect self-esteem and self-confidence, limit recreational activities and impact respiratory capacity. Up to 3 % of the general population suffers from a form of scoliosis; 80 % of the scoliosis cases are idiopathic and the evolutive cases affect primarily young girls during their growth period. The severity of the deformation, which is measured using the Cobb angle, is used to adapt the prescribed treatment. Patients diagnosed with mild scoliosis (Cobb  $< 25^\circ$ ) are kept under observation while orthopaedic bracing may be prescribed for moderate scoliosis ( $25^\circ - 45^\circ$ ). Physiotherapy specific scoliosis exercises are considered an alternative or complementary treatment to manage mild to moderate scoliosis. Surgery is recommended for severe deformations (Cobb  $> 45^\circ$ ).

Global postural re-education (GPR) is a physiotherapy approach developed in the 80's in France to treat musculoskeletal disorders, and is part of the specific exercises for scoliosis. This treatment approach is based on active stretching postures and task-oriented exercises. Main treatment objectives are to decrease curve progression, improve posture and eliminate back pain. The postural evaluation in GPR to orient the choice of exercises is based on three steps: general photography, muscular retraction evaluation and re-equilibration. The goal of re-equilibration is to determine the correction capacity and trunk stiffness. More specifically, stand-up manual correction and self-correction postures aim to evaluate patient curve reducibility potential. Manual correction aims to qualitatively verify trunk stiffness and to evaluate the impact of this correction on the overall posture. Self-correction aims to evaluate patient's ability to integrate the corrections by soliciting the muscles of the trunk.

GPR applied to scoliosis is poorly documented in scientific literature. To our knowledge, there currently is no tool developed to quantitatively measure trunk stiffness during a physiotherapy treatment for scoliosis.

A finite element model (FEM) representing the human trunk anatomical structures was previously developed to simulate immediate scoliosis correction in bracing. This model has the potential to be adapted and modified to simulate other conservative treatments such as physiotherapy manoeuvres.

The objective of this study was to evaluate, using finite elements modeling, the curve reducibility of manual correction and self-correction of GPR physiotherapy approach in idiopathic scoliosis.

A clinical study with 16 patients presenting with IS (2 juvenile IS and 14 adolescent IS) allowed to experimentally measure GPR re-equilibration postures. For each patient, a FEM was built from surface topography and biplanar low-dose radiographs of a standing reference posture. Gloves equipped with force sensors worn by the therapist allowed to measure the force applied at the hand-torso interface during manual correction. The manual correction was then simulated by reproducing the force measured under the right hand with an equivalent force vector on a node of the ribs in the FEM. A stiffness index was defined as the ratio between the force applied at thoracic apex over the thoracic Cobb angle reduction ( $\frac{\text{force}}{\Delta \text{Cobb angle}}$ ). In order to be compared to the standing reference posture, the self-correction was clinically measured through surface topography and biplanar radiographs. To simulate the self-correction, the positions of the first thoracic vertebra (T1) and the thoracic and lumbar apical vertebrae were imposed as measured on the self-corrected coronal and sagittal radiographs. The self-correction stiffness index was defined as the reaction force computed at thoracic apex over the thoracic curve reduction ( $\frac{\text{force}}{\Delta \text{Cobb angle}}$ ). The statistical analysis consisted of an ANOVA with Tukey post-hoc test to compare the Cobb angles in different postures. Correlations were evaluated using the Pearson coefficient.

During manual correction, an average corrective force of  $31 \pm 6$  N [23 N – 55 N] was measured under the therapist right hand. The simulation of this posture resulted in an average correction of 26 % ( $p < 0.05$ ) of thoracic curvature with a non-significant clinical increase of the counter curvature. The thoracic kyphosis increased on average by  $3^\circ$  ( $p < 0.05$ ) while the lumbar lordosis remained unchanged. Manual correction stiffness index varied from 2 to 10 N per degree of correction. Self-correction reduced on average by 33 % the thoracic curvature ( $p < 0.05$ ) without affecting the lumbar counter curvature, while the sagittal curvatures flattened on average by  $6^\circ$  for the kyphosis and  $5^\circ$  for the lordosis ( $p < 0.05$ ). Good correlation ( $r = 0.9$ ) was obtained between the actual and simulated self-correction, despite the fact that the simulation tends to under-estimate the actual correction by  $3^\circ$  on average ( $p < 0.05$ ). Average reaction force computed at thoracic apical vertebra was 45 N, which resulted in a stiffness index ranging

between 0 and 21 N per degree of correction. There was no correlation between curve reduction obtained with manual correction and self-correction.

The ratio between the force applied and the thoracic curve reduction in self-correction allowed to define a stiffness index for a relative ranking of patient trunk flexibility. Self-correction stiffness index informs on patient's ability to correct by himself/herself the spine deformation. The lack of correlation between the corrections obtained in the two postures suggests that different correction mechanisms are at work: a passive correction (manual correction) and an active correction through muscular solicitation (self-correction).

The FEM computational model is a simplification of reality that allows testing of the effects of controlled parameters. As boundary conditions, the pelvis orientation was fixed in space and a predetermined position of T1 had to be established in the transverse plane. Manual correction could not be verified because it was ethically impossible to take a radiography while maintaining the posture, however the future exploitation of surface topography could eventually lead to a preliminary verification. Vertebral rotation was not measured nor implemented in the simulation. This modeling presents the general force required to maintain the posture of self-correction and manual correction; the different combinations of muscular recruitment to retain these postures are not explicitly represented in the model. The limited number of patients did not allow to establish relationship between the prescribed treatment (bracing, physiotherapy prior to this study or in progress) and the curve reductions measured and simulated in the GPR postures.

This study is one of the first to measure corrective force applied by physiotherapist hands during scoliosis GPR treatment and allowed to compute a stiffness index. More studies are required to complete the full validation of the model to simulate manual correction and self-correction. This would ultimately allow to quantify trunk stiffness without the necessity of ionised flexibility test. The definition of a stiffness index to quantify trunk resistance to correction would contribute to treatment planning and physiotherapy follow-up. In addition, the evaluation of self-correction potential finds its relevance in determining the effectiveness of the treatment regarding the integration of the corrected posture. Further research into the biomechanics of GPR correction mechanisms would support the contribution of this approach to treatment.

## TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS .....	III
RÉSUMÉ.....	V
ABSTRACT .....	IX
TABLE DES MATIÈRES .....	XII
LISTE DES TABLEAUX.....	XV
LISTE DES FIGURES.....	XVII
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS .....	XX
LISTE DES ANNEXES.....	XXII
CHAPITRE 1 INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE .....	4
2.1 Anatomie descriptive et biomécanique fonctionnelle du tronc .....	4
2.1.1 Colonne vertébrale .....	4
2.1.2 Cage thoracique et ceinture pelvienne .....	6
2.1.3 Système musculaire.....	8
2.1.4 Biomécanique générale du tronc .....	9
2.2 Scoliose idiopathique .....	11
2.2.1 Définition et description générale .....	11
2.2.2 Évaluation des déformations scoliotiques lors de l'examen radiologique et clinique	13
2.2.3 Biomécanique de progression .....	16
2.2.4 Traitement conservateur de la scoliose .....	17
2.2.5 Traitement conservateur de la scoliose par ESSP .....	20
2.3 Techniques de modélisation du rachis .....	31
2.3.1 Méthodes d'acquisition et de modélisation géométrique de la scoliose .....	31

2.3.2	Modélisation par éléments finis du rachis.....	35
2.3.3	Application de la modélisation par éléments finis au traitement conservateur.....	38
CHAPITRE 3 HYPOTHÈSES ET OBJECTIFS DU PROJET .....		40
3.1	Points saillants de la revue des connaissances .....	40
3.2	Question de recherche .....	40
3.3	Objectif principal.....	41
3.4	Objectifs spécifiques .....	41
3.5	Organisation générale du document indiquant la cohérence de l’article par rapport aux objectifs de recherche.....	41
CHAPITRE 4 ARTICLE 1: GLOBAL POSTURAL RE-EDUCATION IN PEDIATRIC IDIOPATHIC SCOLIOSIS: A BIOMECHANICAL MODELING AND ANALYSIS OF CURVE REDUCTION .....		42
4.1	Présentation de l'article.....	42
4.2	Article scientifique: Global postural re-education in pediatric idiopathic scoliosis: a biomechanical modeling and analysis of curve reduction .....	42
4.2.1	Abstract .....	43
4.2.2	Introduction .....	44
4.2.3	Materials and Methods .....	45
4.2.4	Results .....	47
4.2.5	Discussion .....	48
4.2.6	Conclusion.....	50
4.2.7	Acknowledgments.....	51
4.2.8	References .....	51
4.2.9	Tables and figures .....	54

4.3	Détails supplémentaires sur la simulation de la correction manuelle et de l'autocorrection .....	58
4.3.1	Correction manuelle .....	58
4.3.2	Autocorrection.....	59
4.3.3	Étude de sensibilité de la rigidité du MEF .....	62
4.4	Détails sur la conception et l'évaluation du dispositif d'enregistrement des forces .....	66
4.4.1	Critères et contraintes de conception .....	66
4.4.2	Description des composantes du capteur .....	67
4.4.3	Méthodologie et résultats de calibration .....	68
CHAPITRE 5	DISCUSSION GÉNÉRALE .....	71
5.1	Système de mesure des forces .....	72
5.2	Évaluation des simulations de la correction manuelle .....	72
5.3	Évaluation des simulations de l'autocorrection .....	74
5.4	Effet des traitements en cours et passés .....	77
5.5	Comparaison entre correction manuelle et autocorrection.....	77
CONCLUSION	.....	79
BIBLIOGRAPHIE	.....	81
ANNEXES	.....	90

## LISTE DES TABLEAUX

Table 4-1 : Manual correction's thoracic Cobb angle simulation results compared to reference standing posture and associated stiffness indices.....	56
Table 4-2 : Actual and simulated self-correction results of thoracic Cobb angle compared to reference standing posture and associated stiffness indices.....	57
Tableau 4-3: Variation absolue de l'inclinaison pelvienne (PT) et de la pente sacrée (SS) du bassin dans le plan sagittal entre les radiographies prises en posture debout au repos (référence) et en posture d'autocorrection (AutoC). Légende : moyenne (MOY), écart-type (ET), minimum (MIN), maximum (MAX). .....	61
Tableau 4-4 : Force (N) appliquée en thoracique droit pour simuler la correction manuelle. Légende : Force (F), Moyenne (MOY), écart-type (ET), minimum (MIN), maximum (MAX).....	63
Tableau 4-5: Angles de Cobb moyens de la courbure thoracique obtenus selon les différentes forces appliquées et les différentes rigidités de modèle .....	64
Tableau 4-6: Angles de Cobb moyens de la courbure lombaire obtenus selon les différentes forces appliquées et les différentes rigidités de modèle .....	64
Tableau 4-7: Angles moyens de la cyphose sagittale (T4 – T12) obtenus selon les différentes forces appliquées et les différentes rigidités de modèle .....	65
Tableau 4-8: Angles moyens de la lordose sagittale (L1 – S1) obtenus selon les différentes forces appliquées et les différentes rigidités de modèle.....	65
Tableau 4-9: Angles de Cobb thoracique et lombaire, cyphose et lordose du rachis obtenus lors de la simulation de l'autocorrection pour les trois rigidités de rachis modélisé.....	66
Tableau 4-10: Forces de réaction moyennes obtenues aux trois vertèbres contraintes en x et y pour les trois rigidités de rachis modélisé .....	66
Tableau 5-1: Description des capteurs et autres dispositifs de mesure des forces et pressions à l'interface peau-corset.....	90

Tableau 5-2: Participant P1 : comparaison illustrée de la simulation de l'autocorrection en contraignant la position de neuf versus trois vertèbres .....	91
Tableau 5-3 : Participant P1 : forces de réaction pour la simulation à neuf versus trois vertèbres contraintes .....	92
Tableau 5-4: Participant P14 : comparaison illustrée de la simulation de l'autocorrection en contraignant la position de neuf versus trois vertèbres .....	92
Tableau 5-5: Participant P14 : forces de réaction pour la simulation à neuf versus trois vertèbres contraintes .....	93

## LISTE DES FIGURES

Figure 2.1: Rachis en vue postérieure, antérieure et sagittale (Image libre de droit, adaptée de smart.servier.fr) .....	4
Figure 2.2: Description d'une vertèbre thoracique (Image libre de droit, adaptée de www.bartleby.com).....	5
Figure 2.3 : Cage thoracique vue antérieure et postérieure (Image libre de droit, adaptée de bartleby.com).....	6
Figure 2.4 : Vue antérieure d'un bassin féminin (Image libre de droit, adaptée de smart.servier.fr) et les paramètres pelviens sur une radiographie en vue latérale : incidence pelvienne (PI), inclinaison pelvienne (PT) et pente sacrée (SS) (© S.D. Étudiante, 2017).....	7
Figure 2.5: Illustration des muscles profonds du dos (Image libre de droit, adaptée de www.bartleby.com).....	9
Figure 2.6: Orientation des apophyses articulaires (Image libre de droit, adaptée de Hall (1999) et www.bartleby.com).....	10
Figure 2.7 : Vue postérieure interne et externe de la scoliose (Images libres de droits, adaptées de Bruce Blaus et Weiss) .....	12
Figure 2.8: Mesures de l'angle de Cobb radiographique, de l'angle de Ferguson et de l'angle de Cobb analytique (Image libre de droits, adaptée de <a href="https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=349313">https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=349313</a> ) .....	14
Figure 2.9 : Cercle vicieux d'asymétrie de croissance des vertèbres décrit par Hueter-Volkman (© S. D. Étudiante, 2017).....	17
Figure 2.10: Quatre orthèses différentes pour traiter les scolioses de moyenne amplitude (© S.D. Étudiante, 2017) .....	20
Figure 2.11: Chaînes de coordination neuromusculaires postérieure et antérieure telles que définies en RPG (Reproduit avec permission, <a href="http://rpg-souchard.com/la-methode/">http://rpg-souchard.com/la-methode/</a> ) .....	24
Figure 2.12: Vue postérieure de la correction manuelle (© S.D. Étudiante, 2017) et de l'autocorrection pour une scoliose thoracique droite (Image libre de droits, adaptée de smart.servier.fr) .....	26

Figure 2.13: Différents outils de mesure de force et pression (© Atlas Medic, © Tekscan, reproduits avec permission. © S.D. Étudiante, 2017).....	30
Figure 2.14: Reconstruction de la topographie de surface avec les logiciels InSpeck à partir des quatre photographies (© S.D. Étudiante, 2017).....	32
Figure 2.15: Le scanneur portable BodyScan et un exemple d'acquisition de la correction manuelle en vue postérieure avec les mains du thérapeute (© S.D. Étudiante, 2017) .....	33
Figure 2.16: Exemple de reconstruction géométrique du rachis et du bassin avec IdefX pour un patient scoliotique (© S.D. Étudiante, 2017) .....	34
Figure 2.17: Illustration du MEF d'un tronc avec scoliose : les éléments de la peau (a), les éléments internes au modèle (b), le squelette avec rendu tridimensionnel des éléments (c) et vue schématisée du rachis, du bassin et du sternum uniquement (d). (© S.D. Étudiante, 2017).....	37
Figure 4.1 : Manual correction simulation and measurement methodology.....	54
Figure 4.2 : Self-correction was simulated by moving the position of T1 and of the thoracic and lumbar apical vertebrae of the reference FEM to their self-correction position as measured in the self-correction reconstruction from radiographs. ....	55
Figure 4.3 : Low dose biplanar radiographs in standing posture and during self-correction illustrate patient's potential to reduce the thoracic curvature immediately and momentarily. Self-correction numerical simulation agrees with self-correction radiographs. ....	55
Figure 4.4 Simulation de la correction manuelle (patient P3) (© S.D. Étudiante, 2017) .....	59
Figure 4.5: Étapes de simulation de l'autocorrection (© S.D. Étudiante, 2017) .....	60
Figure 4.6: Dispositif complet d'enregistrement des forces, et zoom sur les gants gauche et droit. (© S.D. Étudiante, 2017).....	68
Figure 4.7: Conditions de calibration des capteurs (© S.D. Étudiante, 2017) .....	69
Figure 4.8: Droites de calibration des six capteurs utilisés pour l'étude clinique: pointage en fonction de la force de compression appliquée .....	69
Figure 4.9: Calcul de la force équivalente à pression constante (© S.D. Étudiante, 2017) .....	70

Figure 5.1: Élongation du rachis et réduction de courbure qui en découle (© S.D. Étudiante, 2017).....	76
Figure 5.2: Marqueurs anatomiques cutanés du dos pour le patient P10 (© S.D. Étudiante, 2017) .....	77
Figure 5.3: Palier de force de compression programmé (rouge) et force réellement exercée (bleue) par la machine de calibration .....	94
Figure 5.4: Pointages pour trois tests de calibration suivant la programmation de la Figure 5.3 ..	94
Figure 5.5: Droites de calibration des trois tests (rouge, bleu, magenta) et droite de calibration moyenne (noir), où chaque unité (pointage) est maintenant associée à une intensité de force (N). .....	95

## LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

2D	Bidimensionnel(le) / deux dimensions
3D	Tridimensionnel(le) / trois dimensions
BSPTS	Barcelona Scoliosis Physical Therapy School
CFAO	Conception et fabrication assistées par ordinateur
CHUSJ	Centre hospitalier universitaire Sainte-Justine
cm	centimètre(s)
CTLSO	orthèse cervico-thoraco-lombo-sacral
DEL	Diodes électroluminescentes
EDF	Élongation dérotation flexion
ESSP	Exercices spécifiques à la scoliose en physiothérapie
ET	Écart-type
F	Force
kPa	Kilo Pascal
LAT	Latéral
LMBCAO	Laboratoire de Modélisation Biomécanique et de Chirurgie Assistée par Ordinateur
LVCS	Ligne verticale centrale sacrée
m	mètre(s)
MAX	Maximum
MIN	Minimum
mm	millimètre(s)
mmHg	millimètres de mercure

Moy	Moyenne
N	Newton
PA	postéro antérieur(e)
Pa	Pascal
PLA	acide polyactique
RPG	Réducation posturale globale
SI	Scoliose idiopathique
SIA	Scoliose idiopathique de l'adolescence
MEF	Modèle par éléments finis
SOSORT	International Society on Scoliosis Orthopaedic and Rehabilitation Treatment
SRS	Scoliosis Research Society
TLSO	orthèse thoraco-lombo-sacral

**LISTE DES ANNEXES**

Annexe A – Dispositifs de mesure des forces et pressions à l’interface peau-corset .....	90
Annexe B – Étude de faisabilité du nombre de vertèbres à contraindre la position pour la simulation de l’autocorrection.....	91
Annexe C – Calibration des capteurs .....	94

## CHAPITRE 1 INTRODUCTION

La scoliose idiopathique (SI) est une déformation tridimensionnelle (3D) complexe et évolutive de la colonne vertébrale, comprenant une rotation du rachis et de la cage thoracique dans le plan transverse. Environ 2-3 % de la population générale en est atteinte (Negrini, Stefano et al., 2012). La forme dite idiopathique, car sans cause précise connue, est la forme de scoliose la plus répandue avec 80 % des affectations (Negrini, Stefano et al., 2012). Elle peut affecter négativement l'estime de soi, l'apparence physique, la performance aux activités et générer des maux de dos (Asher & Burton, 2006). Sa sévérité se mesure communément par la mesure radiologique de l'angle de Cobb caractérisant les courbures en vue postéro-antérieure. Le traitement préconisé variera en fonction de la sévérité de la courbure et du risque de progression. Pour les scolioses sévères ( $> 45^\circ$  d'angle de Cobb), une intervention chirurgicale est envisagée. Pour les scolioses dites légères ( $10^\circ$  à  $25^\circ$ ) à modérées ( $25^\circ$  à  $45^\circ$ ), un traitement conservateur est généralement prescrit et consiste en l'observation et/ou le port d'un corset orthopédique selon le cas (Scoliosis Research Society, 2017). Le traitement par exercices spécifiques à la scoliose en physiothérapie (ESSP) peut également être considéré comme traitement à part entière ou complémentaire pour les scolioses légères à modérées (Negrini, Stefano et al., 2012).

Toutefois, la référence en physiothérapie pour cette affection est peu répandue en Amérique du Nord. Depuis 2012, au Centre hospitalier universitaire Sainte-Justine (CHUSJ), une nouvelle programmation de services instaurée vise à offrir un traitement précoce et personnalisé aux patients avec scoliose, pouvant inclure une prise en charge en physiothérapie. À cet égard, l'approche standard appliquée au CHUSJ est la Rééducation posturale globale (RPG). Cette approche consiste en postures actives d'étirement des chaînes de coordination neuromusculaires et d'exercices d'intégration sensorimotrice. Le but est d'améliorer la posture, limiter la progression des courbures et d'éliminer la douleur (Souchard, 2015). L'évaluation de la posture en RPG se divise en trois étapes, nommées la photographie générale, l'examen des rétractions musculaires et la ré-équilibration. La photographie générale vise à déterminer le type de morphologie, et l'évaluation des rétractions musculaires à repérer les muscles responsables de l'altération de la posture. La ré-équilibration consiste notamment à évaluer la réductibilité de la courbure (Fortin, C., Ehrmann Feldman, Cheriet, & Labelle, 2013). Pour ce faire, le thérapeute exerce une correction manuelle en appliquant une force au niveau de la courbure scoliotique dans

le but de réduire la déformation et d'évaluer la rigidité du tronc. Puis, afin de comprendre la capacité du patient à intégrer les corrections, sa capacité à s'autocorriger est évaluée; le patient tente de lui-même de réduire sa déformation en suivant les instructions verbales du thérapeute.

Par ailleurs, depuis quelques années, le Laboratoire de Modélisation Biomécanique et de Chirurgie Assistée par Ordinateur (LMBCAO) peaufine un modèle par éléments finis personnalisé du tronc pour réaliser des simulations en recherche et le développement de traitements pour la SI (Clin, J, Aubin, Sangole, Labelle, & Parent, 2010; Périé, D, Aubin, Lacroix, Lafon, & Labelle, 2004). Le modèle comprend l'ossature du bassin, du rachis thoracique et lombaire, de la cage thoracique et les tissus mous (peau et région abdominale). Il tient compte de l'effet de la gravité (Clin, J., Aubin, Lalonde, Parent, & Labelle, 2011). Le modèle est dit personnalisé car les géométries interne et externe sont reconstruites depuis une paire de radiographies biplanaires couplée à la topographie de surface du tronc spécifiques à chaque patient. Au cours d'études précédentes, cet outil a été validé pour prédire à 5° près la correction immédiate de la scoliose dans le corset (Cobetto, Nikita et al., 2014; Desbiens-Blais, Clin, Parent, Labelle, & Aubin, 2012). Ce modèle présente la caractéristique de pouvoir s'adapter pour simuler différents traitements conservateurs.

L'apport de la physiothérapie pour le traitement de la SI est encore peu documenté dans la littérature (Dimitrova & Rohleva, 2014; Fusco et al., 2011; Płaszewski & Bettany-Saltikov, 2014), et moins encore pour l'approche RPG spécifiquement. Actuellement, le traitement par RPG pour la SI dépend principalement de l'expérience empirique du physiothérapeute et peu de données sont disponibles dans la littérature pour objectiver cette approche, bien qu'une étude récente semble démontrer le bénéfice d'une autocorrection active combinée à des exercices spécifiques pour les scolioses de moins de 25 °(Monticone, Ambrosini, Cazzaniga, Rocca, & Ferrante, 2014). De plus, la capacité du physiothérapeute à réduire les courbures par la correction manuelle et celle du patient à s'autocorriger dépend entre autres de la rigidité du tronc, difficile à quantifier sans passer par l'intermédiaire de radiographies supplémentaires.

Ainsi, l'objectif de ce projet de maîtrise était d'évaluer, par le biais de la modélisation, la réductibilité de la correction manuelle et de l'autocorrection selon l'approche RPG en physiothérapie sur la correction de la courbure dans le traitement de la scoliose idiopathique.

La première section du mémoire s'attarde à la revue des connaissances portant sur les différentes thématiques abordées dans ce projet. Elle comprend notamment l'anatomie descriptive et fonctionnelle du tronc sain, l'évaluation clinique et radiologique de la scoliose, les traitements conservateurs d'exercices spécifiques à la scoliose en physiothérapie et particulièrement la RPG, ainsi que l'utilisation de la modélisation par éléments finis pour une meilleure compréhension de la biomécanique d'action des traitements conservateurs. La section suivante identifie la problématique, pose l'hypothèse de recherche et fixe l'objectif principal suivi des objectifs spécifiques qui en découlent. La méthodologie et les résultats sont présentés sous forme d'article scientifique. L'article détaille l'étude clinique et la modélisation ayant permis de mesurer et de simuler deux postures de ré-équilibration en RPG. Il met en évidence les mécanismes de correction distincts de réduction de courbure des deux postures. Il est ensuite complété de précisions sur la méthode et des résultats additionnels non soumis à publication. S'ensuit une discussion sur la portée des résultats et l'atteinte des objectifs, pour conclure avec les recommandations principales découlant de ce projet.

## CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE

### 2.1 Anatomie descriptive et biomécanique fonctionnelle du tronc

#### 2.1.1 Colonne vertébrale

La colonne vertébrale, dite aussi rachis, fait partie du squelette axial et a pour fonction de permettre la mobilité du tronc, de protéger la moelle épinière et de supporter le poids du haut du corps et le transmettre aux membres inférieurs. Les 33 vertèbres constituant la colonne se regroupent en cinq régions distinctes. À l'extrémité proximale, la région cervicale comprend sept vertèbres (C1-C7), suivie du segment thoracique de 12 vertèbres (T1-T12) puis le segment lombaire de cinq vertèbres (L1-L5). La colonne se termine au niveau pelvien avec le sacrum formé de cinq vertèbres sacrées fusionnées et le coccyx formé de quatre vertèbres coccygiennes également fusionnées (Figure 2.1). En vue coronale, la colonne vertébrale saine est droite et rectiligne. En vue sagittale, elle présente un motif de courbures alternées contribuant à sa souplesse et sa flexibilité. Les régions thoracique et sacro-coccygienne sont caractérisées par des courbures dont la concavité est antérieure, dite cyphose, alors que les régions cervicale et lombaire sont caractérisées par des courbures dont la concavité est postérieure, dite lordose (Marieb & Hoehn, 2015).

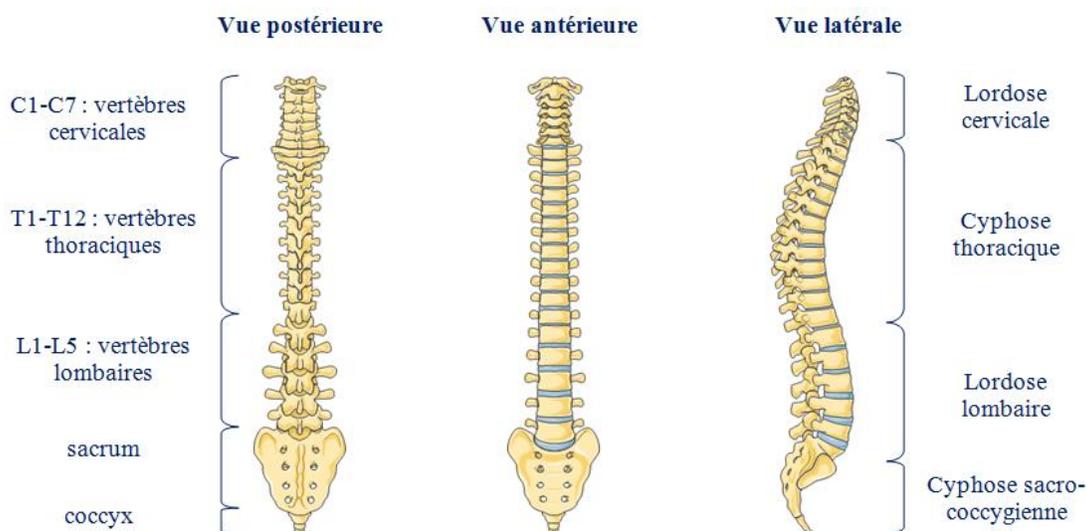


Figure 2.1: Rachis en vue postérieure, antérieure et sagittale (Image libre de droit, adaptée de smart.servier.fr)

Les vertèbres des différents segments présentent une structure anatomique de base semblable. Le corps vertébral constitue la partie antérieure. La partie postérieure comprend sept apophyses (nommées aussi processus) rattachées à un arc vertébral : deux apophyses transverses, quatre apophyses articulaires (deux supérieures et deux inférieures) et l'apophyse épineuse centrale. Les apophyses articulaires servent de surface de contact pour lier les vertèbres entre elles et permettre le mouvement global du rachis; c'est l'articulation zygapophysaire. Le foramen vertébral formant le canal de la moelle épinière est entouré par les pédicules faisant le lien entre la partie antérieure et postérieure et par les lames joignant l'apophyse épineuse et les apophyses transverses (Figure 2.2). Les cavités formées entre les processus de deux vertèbres adjacentes, nommées foramens intervertébraux, permettent aux nerfs spinaux d'émerger de la moelle épinière.

Des caractéristiques spécifiques distinguent les vertèbres des différents segments pour répondre à leur rôle distinct. Notamment, le corps vertébral des vertèbres thoraciques est pourvu de fosses costales supérieure et inférieure, soit des surfaces articulaires définissant le point d'attache des douze paires de côtes (Figure 2.2). De plus, l'apophyse épineuse longue et effilée en cervical devient progressivement large et épaisse en lombaire.

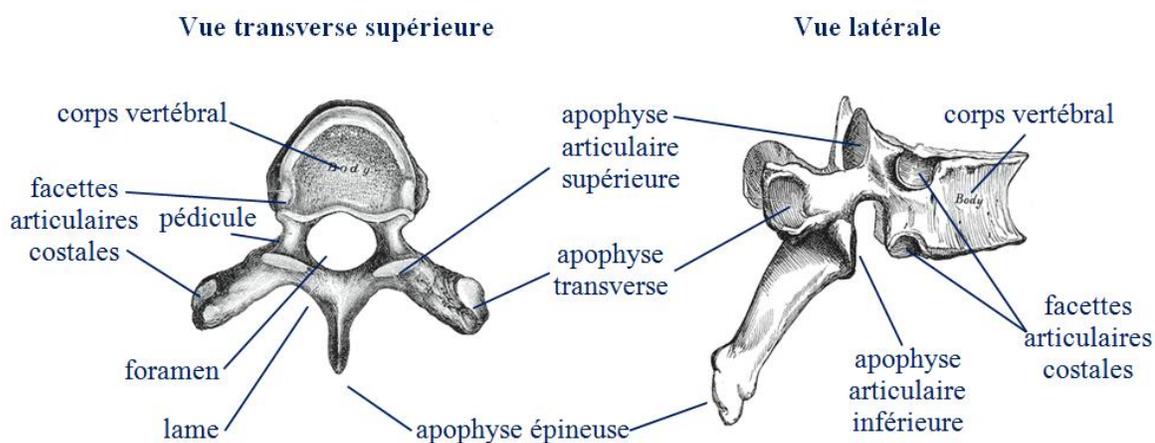


Figure 2.2: Description d'une vertèbre thoracique (Image libre de droit, adaptée de [www.bertleby.com](http://www.bertleby.com))

Entre chaque vertèbre, les disques intervertébraux permettent d'articuler les vertèbres et d'absorber les chocs, comme des amortisseurs. Ils sont formés d'un noyau pulpeux gélatineux entouré d'un anneau fibreux concentrique. Le noyau étant constitué à près de 90 % d'eau (mais également de collagène et de protéoglycane), il est très résistant à la compression. Dans l'anneau, la direction alternée des fibres de collagène assure une plus grande résistance aux mouvements de

torsion et protège le noyau en compression (Hall, 1999). Les disques des régions lombaires et cervicales sont plus épais, contribuant à la flexibilité accrue de ces segments.

Un réseau de ligaments rattache les vertèbres entre elles, stabilise les articulations et contribue au maintien vertical global de la colonne. Les corps vertébraux sont recouverts du ligament longitudinal antérieur restreignant l'extension du rachis et par le ligament longitudinal postérieur qui limite la flexion. La flexion est aussi limitée par les ligaments supraépineux et interépineux, tandis que les ligaments inter-transversaires restreignent l'inflexion latérale du rachis. Finalement, le ligament jaune protège la moelle épinière.

### 2.1.2 Cage thoracique et ceinture pelvienne

La cage thoracique forme une enceinte rigide apportant une protection aux organes vitaux de sa cavité (poumons, cœur, vaisseaux sanguins d'importance). Elle soutient la ceinture scapulaire des membres supérieurs et constitue un point d'attache de nombreux muscles du tronc. Elle est formée de douze paires de côtes s'attachant en postérieur aux vertèbres thoraciques via les articulations costo-vertébrales et costo-transversaires. Les sept premières côtes, dites vraies côtes, se rattachent antérieurement directement au sternum. Les trois paires suivantes s'y rattachent par l'entremise du cartilage costal et les deux dernières paires sont flottantes sans rattachement antérieur (ces cinq paires sont dites fausses côtes) (Marieb & Hoehn, 2015).

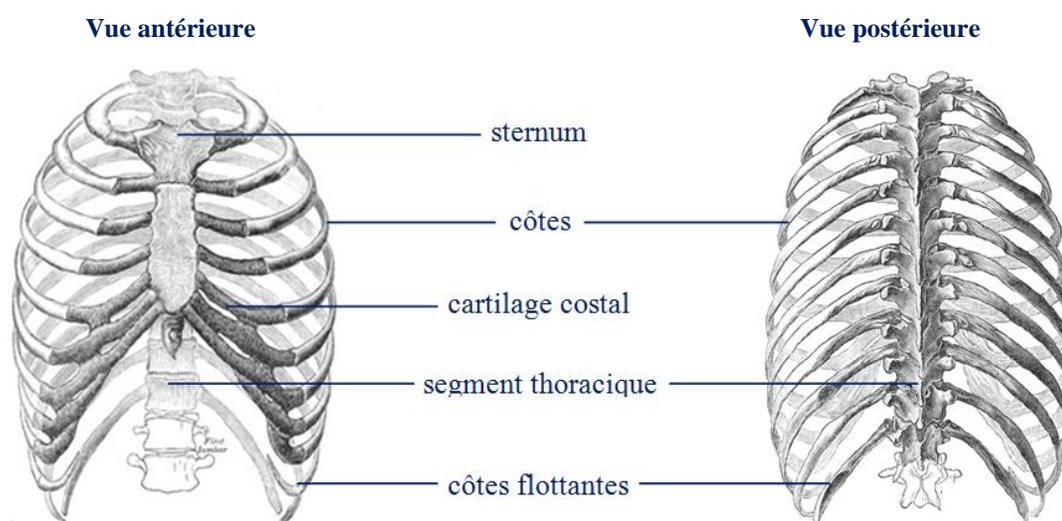


Figure 2.3 : Cage thoracique vue antérieure et postérieure (Image libre de droit, adaptée de bartleby.com)

La ceinture pelvienne agit comme le point de transfert du poids du haut du corps aux membres inférieurs et soutient les viscères. Le bassin est formé des os coxaux, du sacrum et du coccyx. Les deux os coxaux symétriques situés de part et d'autre du sacrum sont formés de la fusion de l'ilium, du pubis et de l'ischium après la croissance. L'acétabulum est une cavité sphérique dans laquelle la cotyle fémorale s'imbrique formant l'articulation coxofémorale (Figure 2.4).

Dans le plan sagittal, l'orientation du bassin se définit par l'incidence pelvienne (*pelvic incidence*, PI) soit l'angle formé entre la perpendiculaire au plateau sacré et la droite passant du milieu du plateau sacré au milieu des cotyles fémoraux. Mesuré sur une radiographie, cet angle est propre à chaque personne et reste constant peu importe la posture adoptée, étant un paramètre anatomique indépendant (Legaye, Duval-Beaupere, Hecquet, & Marty, 1998). Deux autres angles découlent de cette première mesure. L'inclinaison pelvienne (*pelvic tilt*, PT) est l'angle entre la verticale et la droite passant du milieu du plateau sacré au milieu des cotyles fémoraux. La pente sacrée (*sacral slope*, SS) est l'angle entre le plateau sacré et l'horizontal (Figure 2.4). Ces angles sont reliés par la relation suivante :  $PI = PT + SS$ . L'angulation de la lordose lombaire est corrélée à la pente sacrée, qui est elle-même dépendante de l'incidence pelvienne. Ainsi, plus l'incidence pelvienne est grande, plus la lordose sera prononcée (Legaye et al., 1998).

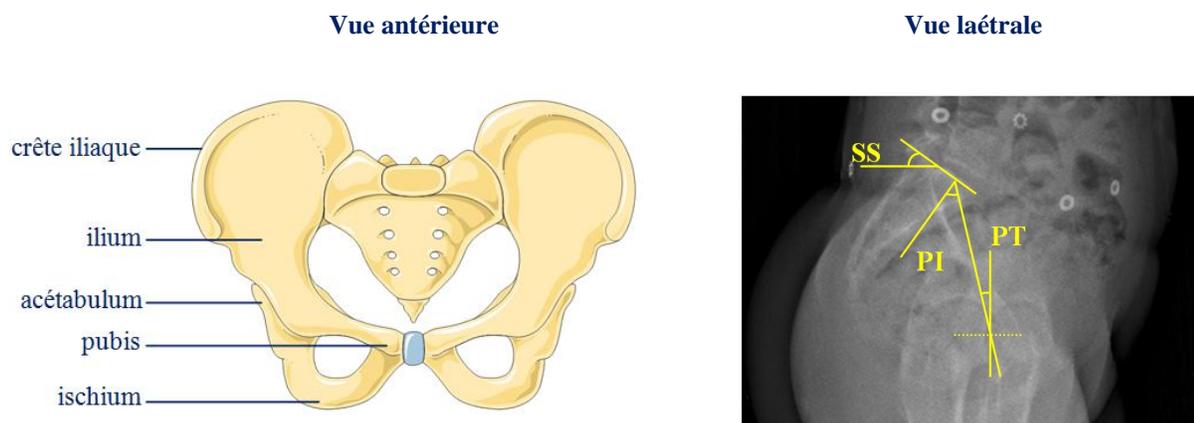


Figure 2.4 : Vue antérieure d'un bassin féminin (Image libre de droit, adaptée de smart.servier.fr) et les paramètres pelviens sur une radiographie en vue latérale : incidence pelvienne (PI), inclinaison pelvienne (PT) et pente sacrée (SS) (© S.D. Étudiante, 2017)

### 2.1.3 Système musculaire

Le tronc est composé de nombreux muscles superposés dont l'agencement complexe de leur origine et leur point d'insertion crée une redondance importante dans leur fonction. De façon générale, les muscles servent à la production des mouvements par leur contraction, au maintien de la posture, à stabiliser les articulations et à maintenir la température corporelle par le dégagement de chaleur généré lors de leur contraction (Marieb & Hoehn, 2015). La notion de chaînes de coordination neuromusculaires en rééducation posturale globale (RPG) fait référence à la juxtaposition et superposition des muscles tant dans leur position que dans leur action. Globalement, la flexion avant est assurée par les muscles antérieurs, l'extension par les muscles postérieurs du plan profond, et l'inflexion latérale par les muscles du groupe latéral et les fibres latérales de certains autres muscles du tronc. La rigidité des muscles varie selon leur état de contraction ou de relâchement (Gardner-Morse & Stokes, 1998).

En postérieur, on distingue trois couches de muscle. Le plan profond (Figure 2.5) comprend les muscles responsables de maintenir les courbures physiologiques du rachis et de stabiliser la posture. Il comprend des muscles courts joignant les différents processus vertébraux (intertransversaires, rotateurs du rachis, multifide, interépineux) sollicités pour la rotation, l'extension et la stabilité de la colonne. Les muscles longitudinaux assurent le mouvement de la tête, l'extension du tronc et le maintien de la position debout (érecteur du rachis (iliocostal, longissimus, épineux), semi-épineux, carré des lombes). Les muscles des plans plus superficiels (rhomboïdes, grand dorsal, trapèze) sont plutôt engagés dans l'action des membres supérieurs. Les muscles intercostaux contribuent au mouvement de respiration. Dans une étude comprenant une portion expérimentale, clinique et de modélisation du segment lombaire, Rohlmann et al (2006) ont mesuré une force de l'érecteur du rachis de 170 N, 100 N et 600 N respectivement en position debout, en extension de 5° et en flexion lombaire et des hanches de 10°. Il s'agit de valeurs pouvant représenter un individu standard, bien qu'on puisse retrouver une grande variabilité dans la force musculaire entre les individus, étant influencée par le poids du corps, la taille et la posture (Rohlmann, Bauer, Zander, Bergmann, & Wilke, 2006).

En antérieur, il y a les muscles pré-vertébraux (grand psoas, petit psoas) et les abdominaux en trois couches de muscles plats dont les fibres sont orientées perpendiculairement d'une couche à l'autre (du plus profond au plus superficiel : muscle transverse, oblique interne, oblique externe,

droit de l'abdomen). Les muscles antérieurs permettent la flexion du tronc, la rotation du segment lombaire et agissent comme des ressorts stabilisateurs du segment lombaire (Gardner-Morse & Stokes, 1998).

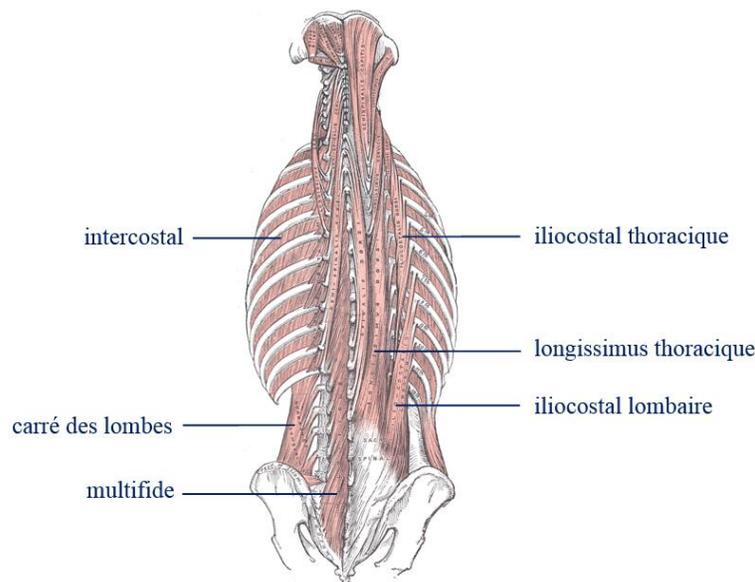


Figure 2.5: Illustration des muscles profonds du dos (Image libre de droit, adaptée de [www.bartleby.com](http://www.bartleby.com))

### 2.1.4 Biomécanique générale du tronc

Plusieurs forces agissent sur la colonne vertébrale : la force gravitationnelle, le poids du corps, la tension des ligaments et des muscles, en plus de toute force externe exercée (Hall, 1999). Toutefois, la force principale est selon l'axe vertical. Conséquemment, la taille des vertèbres augmente plus on progresse en région distale puisque la charge à supporter du haut du corps va en augmentant. Par ailleurs, les facettes articulaires supportent le tiers du chargement en compression de la colonne. De plus, la résistance au cisaillement et aux forces en torsion est assurée à environ 80 % par les facettes articulaires et les disques (Hall, 1999).

L'amplitude de mouvement des différents segments rachidiens est principalement limitée par les facettes articulaires, les disques intervertébraux et la présence de ligaments (Kapandji, 2007). La forme, la taille et l'orientation des facettes articulaires varient considérablement selon le segment vertébral où l'on se trouve et déterminent le type de mouvement possible de ce segment (Figure 2.6). La présence des facettes costales du segment thoracique rigidifie cette portion du rachis, lui

conférant une mobilité moyenne en rotation, faible en inflexion latérale et quasi nulle en flexion-extension. À l'inverse, la région lombaire se caractérise par une mobilité importante en flexion-extension et en inflexion latérale, mais quasi nulle en rotation. La région cervicale est très mobile dans tous les plans de l'espace (Marieb & Hoehn, 2015).

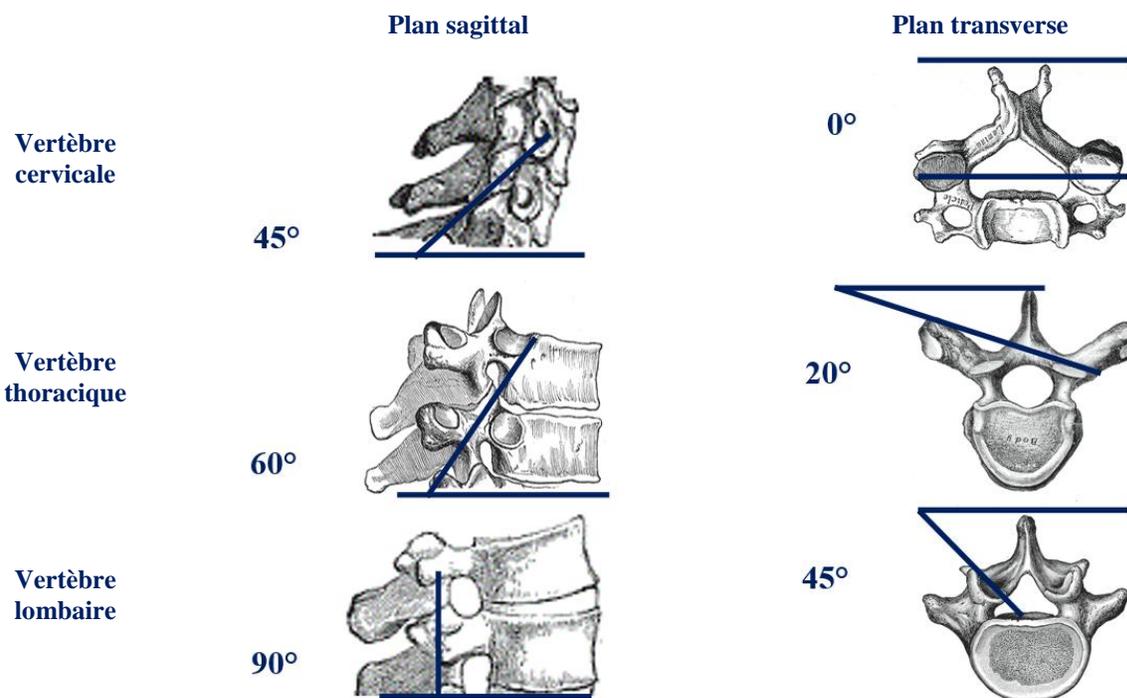


Figure 2.6: Orientation des apophyses articulaires (Image libre de droit, adaptée de Hall (1999) et [www.bartleby.com](http://www.bartleby.com))

L'unité fonctionnelle mobile de la colonne se compose du disque entouré de ses vertèbres adjacentes. L'anneau du disque agit comme un ressort alors que le noyau agit comme un roulement à billes, sur lequel le corps vertébral glisse selon qu'il est sujet à une flexion, une extension ou une inflexion latérale. Le chargement le plus fréquent de la colonne est la compression étant donné notre posture active verticale. Lors de mouvements du tronc, par exemple pour une flexion, le côté concave antérieur du disque est sujet à une compression accrue alors que le côté convexe postérieur se retrouve en tension (Hall, 1999).

Si l'on s'attarde au plan sagittal, les cyphoses thoracique et sacrale sont présentes dès la naissance, alors que les lordoses lombaire et cervicale apparaissent progressivement pour mieux supporter le poids du corps lorsque le bébé commence à s'asseoir et à marcher, quand le tronc est

majoritairement vertical. De plus, la présence de ces courbures permet de mieux absorber les chocs comparativement à une colonne qui serait complètement droite (Hall, 1999).

## **2.2 Scoliose idiopathique**

### **2.2.1 Définition et description générale**

La pathologie de la scoliose réfère à la déformation tridimensionnelle (3D) du rachis, combinant l'apparition d'une courbure en forme de «C» ou «S» dans le plan coronal, l'effacement des courbures physiologiques du plan sagittal, et la rotation des vertèbres dans le plan transverse (Kouwenhoven & Castelein, 2008). De par la jonction du rachis aux autres segments corporels, elle entraîne également la déformation du bassin et de la ceinture scapulaire. La rotation dirige les apophyses épineuses vers la concavité des courbures et les corps vertébraux vers la convexité pour les régions thoracique et lombaire. Une asymétrie costale résulte de la rotation des vertèbres thoraciques, où les côtes du côté concave ont tendance à s'horizontaliser en étant poussées vers l'avant latéralement alors que les côtes du côté convexe sont entraînées vers l'arrière et ont tendance à se verticaliser (Figure 2.7). Cette saillie des côtes du côté convexe crée une bosse dorsale apparente, la gibbosité. Les tissus mous sont affectés; les muscles et ligaments du côté concave des courbures ont tendance à se contracter alors que ceux du côté convexe sont allongés, renforçant l'asymétrie posturale générale (Stagnara P., 1990). On distingue une composante posturale et une composante structurale à la scoliose. La composante posturale est la déformation liée à la position adoptée et se réduit généralement en posture de décubitus, alors que la portion structurale comprend la rotation et une déformation des corps vertébraux de manière permanente et irréductible (Stagnara P., 1990). On nomme la déformation suivant le segment où est située la vertèbre apicale, soit la vertèbre au sommet de la courbure. La courbe majeure est la plus accentuée et la courbure secondaire celle de plus faible amplitude. Cette dernière est dite de compensation en cas d'absence de rotation des vertèbres (Khoury, Vialle, Mary, & Marty, 2004).

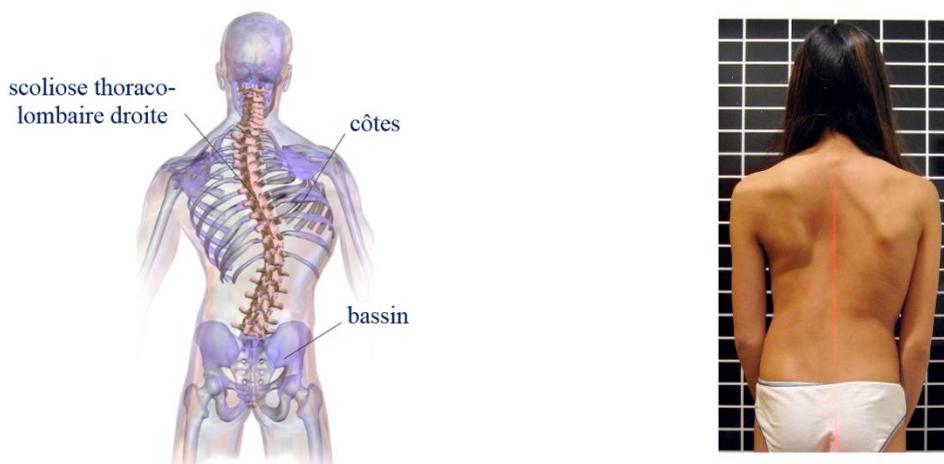


Figure 2.7 : Vue postérieure interne et externe de la scoliose (Images libres de droits, adaptées de Bruce Blaus<sup>1</sup> et Weiss<sup>2</sup>)

La prévalence de la scoliose dans la population est de 2-3 % et les courbes à tendance évolutive atteignent majoritairement les filles à l'adolescence pour un ratio de 5.4 :1 pour les courbes de 20° à 30°, et 7 :1 pour les courbes de plus de 30° (cette mesure en degrés, qui reflète la gravité de la déformation, sera détaillée à la section suivante 2.2.2.1) (Negrini, Stefano et al., 2012). La scoliose est particulièrement à potentiel évolutif en période de croissance. Toutefois, à maturité osseuse atteinte, une scoliose dont l'angulation reste élevée (environ plus de 30°) n'est pas garante de stabilité et peut continuer à s'accroître à raison d'un degré par année (Weinstein, S. & Ponseti, 1983).

On différencie les scoliose selon l'âge d'apparition de la déformation : infantile (0-3 ans), juvénile (3-10 ans), de l'adolescent (période pubertaire de croissance) et de novo (apparition post-croissance à l'âge adulte). La forme la plus commune englobant environ 80 % des cas est celle dite idiopathique, car sans étiologie exacte connue (Asher & Burton, 2006), mais il en existe d'autres formes comme la scoliose congénitale et neuromusculaire. La forme idiopathique est de cause multifactorielle, incluant des facteurs héréditaires, hormonaux, musculaires, endocriniens,

---

<sup>1</sup> Blausen.com staff. "Blausen gallery 2014". Wikiversity Journal of Medicine. DOI:10.15347/wjm/ 2014.010. ISSN 20018762. - Own work, CC BY 3.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=27796966>

<sup>2</sup> Weiss HR. Scoliosis 2007, 2:19. PMID: 18163917. doi:10.1186/1748-7161-2-19., CC BY 2.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=9768629>

tissulaires et génétiques (Machida, 1999). De ce fait, la prédiction de progression reste encore incertaine. Il a été observé que 10 à 20 % des scoliose légères ( $< 20^\circ$ ) sont susceptibles de progresser, alors que ce taux augmente à environ 70 % pour les scoliose de plus grande courbure ( $> 20^\circ$ ) combinées à une faible maturité osseuse (Schiller, Thakur, & Ebersson, 2010; Trobisch, Suess, & Schwab, 2010).

Une scoliose sévère non traitée peut induire des troubles viscéraux, respiratoires et cardiaques. De plus, la déformation osseuse présente des asymétries physiques visibles, impactant directement la perception de l'image de soi et la confiance psychologique, particulièrement à l'adolescence (Trobisch et al., 2010).

## **2.2.2 Évaluation des déformations scoliotiques lors de l'examen radiologique et clinique**

### **2.2.2.1 Évaluation radiologique**

L'évaluation radiologique vise à confirmer la présence d'une scoliose idiopathique et contribue à évaluer le risque évolutif de la déformation du rachis (Khoury et al., 2004). Les courbures se mesurent communément selon l'angle de Cobb calculé d'après la radiographie postéro antérieure (PA) pour chaque courbure apparente du plan coronal. Il indique l'inclinaison relative des plateaux des vertèbres limites (Stokes, Aronson, Ronchetti, Labelle, & Dansereau, 1993). Plus précisément, il se mesure à la jonction des droites perpendiculaires aux prolongements du plateau supérieur de la vertèbre limite supérieure et du plateau inférieur de la vertèbre limite inférieure (Figure 2.8). Les vertèbres limites sont les vertèbres les plus inclinées par rapport à l'horizontale, délimitant ainsi la concavité de la courbure. L'erreur de mesure reconnue de l'angle de Cobb inter et intra observateur est de  $5^\circ$  (Morrissy, Goldsmith, Hall, Kehl, & Cowie, 1990). Ce même calcul est aussi utilisé pour caractériser les courbures physiologiques du plan sagittal (cyphose thoracique et lordose lombaire). La prise en charge médicale de la scoliose est généralement basée sur la mesure de l'angle de Cobb. En fait, une déformation du rachis est diagnostiquée comme scoliose lorsque la courbure est d'au moins  $10^\circ$  (Trobisch et al., 2010). La scoliose est dite légère de  $10$  à  $25^\circ$ , modérée de  $25$  à  $45^\circ$  et sévère à compter de  $45^\circ$ .

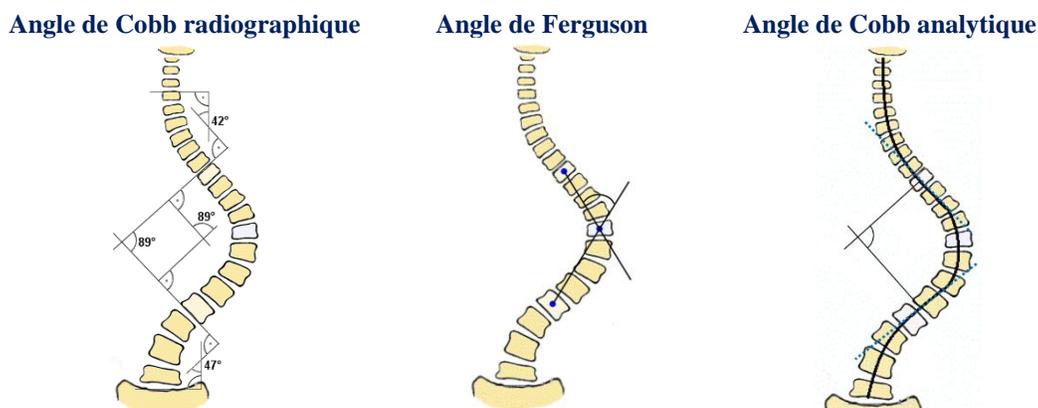


Figure 2.8: Mesures de l'angle de Cobb radiographique, de l'angle de Ferguson et de l'angle de Cobb analytique (Image libre de droits, adaptée de <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=349313>)

L'angle de Ferguson est une méthode alternative de calcul de la sévérité des courbures, définit par l'angle formé de l'intersection entre deux droites passant par le centre des vertèbres limites supérieure et inférieure et se croisant à la vertèbre apicale (Figure 2.8). La relation entre les deux angles s'obtient en multipliant par 1.35 l'angle de Ferguson pour obtenir l'angle de Cobb (Stokes et al., 1993). Il peut être mesuré sur les topographies de surface à partir des marqueurs anatomiques cutanés lorsqu'il n'est pas possible de prendre des radiographies.

Avec les représentations géométriques informatisées de la colonne, de nouvelles façons de calculer l'angle de Cobb sont apparues. L'angle de Cobb analytique se définit par le croisement des perpendiculaires aux tangentes des points d'inflexion de la spline passant par les centroïdes des vertèbres (Figure 2.8). Il est considéré comme analogue à l'angle de Cobb radiographique (Delorme, Labelle, Aubin, De Guise, & Dansereau, 1999).

Bien qu'on reconnaisse la simplification d'une mesure bidimensionnelle (2D) pour définir une déformation 3D (Stokes, 1994), la mesure standard étalon pour la scoliose reste l'angle de Cobb sur une radiographie du plan frontal (PA ou AP).

Pour tenir compte de la tridimensionnalité de la scoliose, le plan de déformation maximale (PDM) est défini comme étant le plan vertical passant par les vertèbres limites et la vertèbre apicale, où la déformation est la plus prononcée (Sangole et al., 2009; Stokes, 1994). Ce plan existe pour les courbures des trois segments vertébraux (cervical, thoracique, lombaire), et est représenté par un angle depuis le plan sagittal. Ainsi, pour un rachis sans scoliose, le PDM est de

0° car les courbures physiologiques sont toutes situées dans le plan sagittal. Les PDM des trois segments vertébraux se visualisent par une projection en vue transverse nommée représentation daVinci obtenue par reconstruction 3D issue des radiographies coronale et sagittale. En combinant les indices de l'angle de Cobb, de la cyphose, de la lordose, de la rotation axiale et de l'orientation du plan de déformation maximale, la caractérisation 3D des scolioses s'en trouve raffinée (Sangole et al., 2009).

Finalement, les radiographies servent aussi à mesurer la rotation des vertèbres, la cunéiformisation des corps vertébraux en vue coronale et l'état des disques intervertébraux. L'âge osseux est déterminé sur les radiographies généralement selon le critère de Risser qui décrit l'ossification des crêtes iliaques. Sur la radiographie du bassin, l'indice augmente de zéro à cinq plus l'ossification progresse et annonce ainsi l'approche de la fin de la croissance osseuse (Khouri et al., 2004). L'ossification des os du carpe est une méthode complémentaire pour établir l'âge osseux.

#### **2.2.2.2 Évaluation clinique**

L'examen clinique complète l'évaluation radiologique. La discussion avec le patient et ses parents permet d'établir la présence d'antécédents familiaux, de douleur, et l'impact de la scoliose sur le vécu psychologique et social de l'enfant ou de l'adolescent. L'évaluation du patient s'initie par l'observation visuelle de la posture du tronc en position debout statique des vues antérieure, latérale et postérieure pour documenter les asymétries posturales. Le dépistage de la scoliose se fait par l'observation des signes cliniques tels la protubérance d'une omoplate, l'inégalité de hauteur des épaules ou l'asymétrie des crêtes iliaques. Le dépistage est objectivé par la mesure de la gibbosité ( $\geq 5^\circ$  au scoliomètre) (Coelho, Bonagamba, & Oliveira, 2013) et la mesure du déjettement du tronc (Grunstein et al., 2013). La gibbosité est mesurée par le test d'Adams. Alors que le sujet effectue une flexion avant pour aller toucher ses orteils avec le bout de ses doigts, le scoliomètre centré sur la colonne à la dénivellation maximale fournit en degré la rotation des vertèbres. En vue PA le déjettement est la déviation latérale de la vertèbre T1 par rapport à la ligne verticale centrale sacrée (LVCS) et elle s'évalue en millimètres (mm) avec le fil à plomb, une simple corde munie d'un poids tenue verticalement à partir de C7 dans le dos. En vue latérale le fil à plomb facilite l'examen visuel des courbes sagittales.

L'évaluation de la flexibilité du rachis informe sur le potentiel de réductibilité de la courbure pour un traitement par corset ou par chirurgie (Moulin, 2014). Plusieurs techniques existent, dont le test d'inflexion latérale maximale volontaire et le test de suspension. Lors du test d'inflexion (*side-bending test*), les radiographies PA sont prises en inflexion latérale gauche et droite (Cheh et al., 2007). Pour le second test, la radiographie est acquise en suspension, où le patient est suspendu verticalement vers le haut sous les bras ou par la tête par un harnais (harnais de Sayre) et est soulevé au 2/3 de sa masse corporelle, ce qui permet d'exercer une force de traction axiale sur la colonne. Ainsi suspendu, on peut observer si la colonne est rigide ou flexible (Lamarre et al., 2009).

Le risque évolutif de la déformation est relié à la maturité squelettique et la maturité pubertaire, qui sont suivis de près. En plus de l'âge osseux par le critère de Risser, on observe également l'évolution des caractères sexuels externes et la courbe de croissance. Chez les filles la ménarche est surveillée puisqu'elle annonce la fin de la puberté et environ un an ou deux de croissance à venir (Trobisch et al., 2010).

### **2.2.2.3 Traitements**

De toutes les scoliozes diagnostiquées (2-3 % de la population générale), l'incidence de traitement est d'environ 0.26 % (Montgomery & Willner, 1997). La méthode de traitement prescrite dépend de la sévérité de la déformation. L'observation à intervalle régulier est préconisée pour les scoliozes légères (10° – 25°) et le corset est généralement prescrit aux scoliozes modérées (25° - 45°). Pour les courbures légères à modérées, les exercices spécifiques à la scoliose de physiothérapie (ESSP) se présentent comme une alternative ou un complément au traitement régulier. L'observation, l'orthèse et les ESSP sont dits traitements conservateurs. Si la déformation est sévère (> 45°), un traitement chirurgical est envisagé pour redresser la colonne (Scoliosis Research Society, 2017). Au-delà du seuil chiffré de l'angle de Cobb, la prise en charge est individualisée, et doit considérer le risque de progression de la courbure, la maturité squelettique et sexuelle et l'âge du patient (Negrini, Stefano et al., 2012).

### **2.2.3 Biomécanique de progression**

Le principe mécanique de modulation de croissance de Hueter-Volkman contribue à la progression de la scoliose idiopathique (Machida, 1999; Stokes, Spence, Aronsson, & Kilmer,

1996). De par la déformation présente dans le rachis, il se crée une asymétrie de compression des plaques de croissance situées de part et d'autre des corps vertébraux. Cette asymétrie de chargement, maximale aux zones apicales, comprime davantage la plaque de croissance dans la concavité de la courbure alors que la région convexe se trouve déchargée ou sous-chargée par rapport au chargement dans un rachis normal (Figure 2.9). La pression accrue du côté concave ralentit la croissance par rapport à la convexité, entraînant progressivement une cunéiformisation des vertèbres. Il en résulte un cycle perpétuel d'asymétrie de chargement et donc d'accentuation de la progression de la courbure. L'effet de cunéiformisation se propage également au disque intervertébral (Xiong, Sevastik, Hedlund, & Sevastik, 1994).

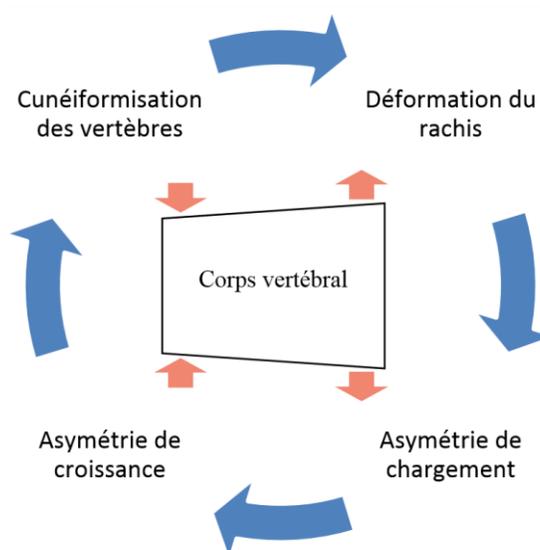


Figure 2.9 : Cercle vicieux d'asymétrie de croissance des vertèbres décrit par Hueter-Volkman  
(© S. D. Étudiante, 2017)

## 2.2.4 Traitement conservateur de la scoliose

Depuis 2011, la *International Society on Scoliosis Orthopaedic and Rehabilitation Treatment* (SOSORT) reconnaît comme traitement conservateur l'observation, les ESSP et le corset orthopédique (Berdishevsky et al., 2016; Negrini, Stefano et al., 2012). Les quatre principaux objectifs sont de freiner la progression de la courbure, améliorer la capacité pulmonaire, éliminer la douleur s'il y a lieu, et améliorer l'acceptation de l'apparence par des corrections posturales (Negrini, Stefano et al., 2012; Weiss, H. R., Negrini, Rigo, et al., 2006).

### 2.2.4.1 Biomécanique d'action des corsets

Le corset est une orthèse rigide portée sur le tronc visant à freiner la progression de la déformation (Emans, J. B. et al., 2003). L'appui principal, situé à la hauteur de la courbure majeure, est compensé par deux contre-appuis du côté opposé du tronc. Certaines orthèses ont des fenêtres et ouvertures, servant de zone de fuite. Il s'attache généralement à l'aide de sangles à l'avant ou à l'arrière selon le modèle. En se basant sur le principe mécanique de progression de Hueter-Volkman, si le corset parvient à inverser l'asymétrie de compression des disques de la courbure, il serait en mesure de contrer la progression de la scoliose (Clin, J et al., 2010). Le mécanisme d'action principal du corset est passif, en ce sens que l'action corrective provient des forces externes appliquées sur le tronc selon la forme du corset.

L'efficacité du traitement par corset a été officiellement reconnue en 2013 (Dolan, Wright, & Weinstein, 2014; Weinstein, S. L., Dolan, Wright, & Dobbs, 2013). Le critère de succès de l'étude était une scoliose n'atteignant pas le seuil de chirurgie fixé à 50°, ce qui est différent du critère habituel de progression de la courbure de 6°, défini d'après l'erreur de mesure radiologique établie à 5° (Morrissy et al., 1990). L'efficacité est corrélée avec l'assiduité du patient au traitement (adhésion : *compliance*) et avec la réduction immédiate de la courbure dans le corset. Cette dernière dépend du design du corset, mais également de la flexibilité du tronc propre au patient (Castro, 2003; Clin, J et al., 2010). Pour les rachis flexibles, une correction immédiate de 50 % de la courbure permet d'espérer une limitation de la progression de la scoliose (Emans, John B, Kaelin, Bancel, Hall, & Miller, 1986), alors que pour les rachis rigides une réduction aux environs de 30 % est espérée (Clin, J et al., 2010; Olafsson, Saraste, Söderlund, & Hoffsten, 1995). Si une correction immédiate en deçà de ces pourcentages est obtenue, l'efficacité du corset n'est pas assurée et le risque de progression de la scoliose subsiste (Castro, 2003).

L'amplitude de pression à l'interface peau-corset est directement influencée par la tension de serrage des sangles : plus la tension est élevée, plus la force appliquée sera grande (Mac-Thiong et al., 2004; Pham, V. et al., 2008; Wong, Mak, Luk, Evans, & Brown, 2000). Alors que Wong et al (Wong et al., 2000) ont observé une corrélation positive entre l'amplitude de la force aux appuis et la correction dans le corset, d'autres publications concluent à une absence de corrélation (Pham, V. M. et al., 2008; Van den Hout, J. A., Van Rhijn, L. W., Van den Munckhof, R. J., & Van Ooy, A., 2002). La corrélation observée par Wong peut s'expliquer du fait que sa cohorte

avait des rachis flexibles et donc un potentiel de correction plus facilement influencé par la force externe des appuis.

#### **2.2.4.2 Types de corset**

De nombreux designs de corset ont été élaborés dans le but de freiner la progression de la scoliose (Figure 2.10). Le corset Milwaukee, une orthèse cervio-thoraco-lombo-sacral (CTLSO), est le premier corset de l'ère moderne. Axé sur la correction active, il agit en traction axiale alors que le sujet tente de fuir vers le haut les appuis aux vertèbres apicales (Lonstein, 2003). Il est très visible et difficile à camoufler, de sorte que l'adhésion prescrite au traitement est rarement suivie par les patients et c'est pourquoi il est plus rarement prescrit malgré son efficacité (Lonstein, 2003). Ainsi, les corsets de type thoraco-lombo-sacral (TLSO) sont dorénavant privilégiés. Le corset de Boston (Figure 2.10) est l'orthèse TLSO la plus prescrite en Amérique du Nord. C'est un corset diurne, donc la prescription de port peut atteindre 23h par jour. S'attachant par des sangles en postérieur, il sollicite une correction passive de la colonne par des appuis aux apex et en créant des zones d'expansion du corps opposées aux zones d'appuis (Emans, J. B. et al., 2003). Une autre orthèse TLSO est le corset lyonnais (Figure 2.10). Pourvu d'une ouverture antérieure, il crée une correction passive avec les coques de plexidure qui contraignent les courbures en appuyant aux apex (de Mauroy, J. C. et al., 2008). De nombreux autres design TLSO ont aussi été élaborés et qui ont une ouverture antérieure, tous avec l'objectif d'espérer freiner voir inverser la progression de courbure (CMCR, Chêneau, Wilmington, ArtBrace, etc.) (Bernard et al., 2005; de Mauroy, Jean Claude, Lecante, Barral, & Pourret, 2014; Gabos, Bojescul, Bowen, Keeler, & Rich, 2004; Kotwicky & Cheneau, 2008).

Par ailleurs, il existe des corsets nocturnes, comme le Providence, le Charleston et l'Hyper-correction (Figure 2.10). Comme leurs noms l'indique, ils sont portés la nuit, donc à l'horizontale alors que la gravité agit latéralement sur le rachis. Ils sont davantage indiqués pour les scolioses à une seule courbure de 35° et moins (Hooper Jr, 2003). Le corset Providence cherche à appliquer une force latérale et en rotation basée sur un principe de trois points d'appui (Sattout, Clin, Cobetto, Labelle, & Aubin, 2016). Les corsets Charleston et hyper-correction imposent plutôt une grande flexion du tronc, où la correction immédiate dans l'orthèse atteint parfois 90 - 100 %. Les corsets de nuit ont moins d'impacts négatifs sur la qualité de vie du patient (Hooper Jr, 2003).

**Corset Milwaukee**  
sans appuis (vue  
latérale)



**Corset Boston**  
(vue postérieure)



**Corset lyonnais**  
(vue postérieure)



**Corset hyper-corrrection**  
(vue postérieure)



Figure 2.10: Quatre orthèses différentes pour traiter les scolioses de moyenne amplitude (© S.D. Étudiante, 2017)

### 2.2.4.3 Évaluation expérimentale des corsets

Différents dispositifs de mesure de force et de pression ont été décrits dans la littérature pour mesurer l'intensité des appuis à l'interface peau-corset, dont les principaux sont répertoriés à l'Annexe A. Les caractéristiques communes aux divers dispositifs sont leur légèreté, leur flexibilité et leur faible épaisseur. Le capteur électro-résistif est la technologie de mesure la plus récurrente et la matrice de pression (tapis) est le support prédominant. La précision des capteurs n'est pas spécifiée dans toutes les publications, et les plages de mesure varient de quelques dizaines à des milliers de kilo Pascal (kPa) d'un capteur à l'autre. Lou et al (2010), Van den Hout et al (2001) et Périé et al (2003) précisent que leurs outils de mesure sont sensibles à la force normale uniquement et ne captent pas les forces de cisaillement (Lou, Hill, & Raso, 2010; Périé, D. et al., 2003; Van den Hout, J., Van Rhijn, L., Van den Munckhof, R., & Van Ooy, A., 2002). Par ailleurs, on remarque une grande variabilité dans les valeurs rapportées mesurées à l'appui thoracique. Elles sont difficilement comparables puisque certaines études présentent des mesures de force (N) et d'autres de pression (kPa) sans préciser la surface mesurée, rendant les comparaisons difficiles.

### 2.2.5 Traitement conservateur de la scoliose par ESSP

Pour les déformations légères et modérées ( $15^\circ$  à  $45^\circ$  d'angle de Cobb), le traitement par des exercices spécifiques à la scoliose en physiothérapie (ESSP) est une action thérapeutique

complémentaire qui s'emploie seule ou en combinaison avec le corset. Les ESSP se sont développées pour répondre à diverses préoccupations. Pour les personnes ressentant des douleurs et qui ne sont pas éligibles au corset ou à la chirurgie, une alternative était souhaitée. Du point de vue des parents, certains cherchent à être actifs dans la prise en charge de leur enfant. Observer et attendre une aggravation possible de la scoliose pour être admissible au corset n'est souvent pas considéré comme une option. Ainsi les thérapeutes se sont mis à chercher et à élaborer leurs propres approches résultant aujourd'hui en différentes méthodes pratiquées à travers le monde (Berdishevsky et al., 2016).

Les ESSP ont un potentiel d'action plus grand sur la portion non-structurale de la scoliose, soit la partie mobile (Kuru et al., 2015). Pour la portion structurale ou pour les rachis rigides, les ESSP ont pour objectif de récupérer progressivement la flexibilité perdue (Kuru et al., 2015).

### **2.2.5.1 Différents exercices spécifiques à la scoliose en physiothérapie**

Les ESSP regroupent de nombreuses approches de rééducation et de traitements par l'exercice spécifiques ou non à la SI. Bien que chaque école de traitement possède ses particularités, les objectifs globaux restent les mêmes: individualiser le traitement selon l'âge et le type de courbure, limiter la progression de la déformation, améliorer l'estime de soi et l'image corporelle, réduire les zones de douleurs et améliorer la fonction respiratoire. Un survol des méthodes Klapp, Schroth, Barcelona Scoliosis Physical Therapy School (BSPTS), Dobomed et Rééducation posturale globale (RPG) est présenté ici.

La méthode Klapp, développée au début du 20<sup>e</sup> siècle par Rudolph Klapp, se base sur l'adoption de la posture quadrupède pour réduire la déformation. Elle consiste en des exercices d'assouplissement asymétriques pour étirer et renforcer les muscles (Klapp, Biederbeck, & Hess, 1968). Un récent essai contrôlé randomisé de 22 participants conclut à une efficacité du traitement Klapp pour stabiliser la gibbosité et augmenter modérément la force des muscles extenseurs de la colonne (Dantas et al., 2017).

La méthode Schroth fut initiée à Meissen en Allemagne en 1921 par Katharina Schroth. C'est actuellement une des approches de physiothérapie pour la scoliose les plus documentées et répandues, avec plus de 2500 entraîneurs certifiés (Berdishevsky et al., 2016; Schreiber et al., 2015). Les fondements de l'approche sont la correction 3D active, la correction de la respiration et la correction de la perception de la posture, tout en prévenant la douleur (Berdishevsky et al.,

2016; Weiss, H.-R., 2011). La méthode Schroth se base sur cinq principes pour progressivement ouvrir les zones concaves du tronc: l'auto-élongation (détorsion), la déflexion, la dérotation, la respiration en dérotation et la stabilisation. Des calles sont utilisées au besoin pour compenser les asymétries de posture pendant les exercices de correction. Deux études contrôlées randomisées récentes témoignent de son efficacité à divers aspects (Kuru et al., 2015; Schreiber et al., 2015; Schreiber et al., 2016). Schreiber et al (2015) décrivent qu'après six mois the traitement Schroth additionné au traitement standard (observation ou corset) les effets suivant sont mesurés : une diminution significative de l'angle de Cobb, une diminution de la douleur, une amélioration de l'endurance musculaire des muscles dorsaux et une image de soi améliorée comparativement au groupe contrôle. Bien que statistiquement significatives, les variations d'angle de Cobb étaient de faible amplitude (-3.5° de différence entre les deux groupes, l'angle ayant réduit en moyenne de 1.2° dans le groupe avec Schroth et augmenté de 2.3° dans le groupe contrôle). Kuru et al (2015) ont remarqué une diminution de l'angle de Cobb et de la gibbosité chez un groupe recevant un suivi clinique Schroth comparativement aux groupes avec exercices Schroth prescrits à la maison et un autre en observation seulement. Aucune distinction n'est perçue quant à l'évaluation de la qualité de vie pour les trois groupes par le questionnaire SRS-23 (Kuru et al., 2015). Les limites de l'étude étaient le faible échantillonnage (15 participants par groupe) et aucun résultat relativement au suivi à long terme passé les six mois du programme de physiothérapie.

La Barcelona Scoliosis Physical Therapy School (BSPTS), fondée en 1968 par la physiothérapeute Elena Salvá, est issue des principes de la méthode Schroth. Cet ESSP se veut un modèle de traitement intégré qui tient compte de la difformité du tronc, de l'état psychologique du patient et de son éducation par rapport à sa condition (Berdishevsky et al., 2016). La pratique se base sur l'auto-élongation, le redressement asymétrique du plan sagittal, la correction fonctionnelle de la courbe coronale, la mécanique de respiration et la stabilisation de la progression (Yoon & Rhee, 2016). Cette combinaison d'exercices mène à ouvrir les concavités et à contenir les régions qui tendent à la convexité. On vise aussi à apprendre aux patients à adopter une posture corrigée dans leurs activités quotidiennes.

La méthode Dobomed de la physiothérapeute polonaise Krystina Dobosiewicz existe depuis la fin des années 70. Elle combine l'idée de façonner la cyphose thoracique de Klapp et le travail de la respiration et de l'autocorrection de Schroth (Berdishevsky et al., 2016). Une séance se décompose en trois étapes : une phase préparatoire, une phase d'autocorrection, et une phase de

stabilisation active dans la posture corrigée pour que cette position devienne une habitude (Dobosiewicz, Durmala, & Kotwicki, 2008).

La Rééducation posturale globale (RPG) est une approche de physiothérapie développée par Philippe-Emmanuel Souchard en France au début des années 80 (Souchard, 2015). Elle s'adresse à toutes les déficiences posturales, dont la scoliose. Depuis 2012 au CHUSJ, une nouvelle programmation de services instaurée vise à offrir un traitement précoce et personnalisé aux patients avec scoliose, pouvant inclure une prise en charge en physiothérapie. À cet égard, l'approche standard appliquée au CHUSJ est la rééducation posturale globale (RPG). C'est pourquoi cette approche a été retenue pour ce projet.

### **2.2.5.2 Rééducation posturale globale**

#### *2.2.5.2.1 Principes généraux du traitement*

La RPG se base sur le principe que le corps est formé de deux principales chaînes de coordination neuromusculaires entre les muscles statiques et dynamiques appelées systèmes intégrés de coordination neuromusculaire antérieur et postérieur (Figure 2.11) (Souchard & Meli, 2011). La chaîne musculaire antérieure statique est composée notamment des muscles scalènes, du sterno-cléido-mastoïdien, du petit pectoral, du diaphragme, des intercostaux, de l'ilio-psoas, du bras, de l'avant-bras, et des fléchisseurs de la main. La chaîne musculaire postérieure statique est composée entre autre du fascia cranial, des trapèzes supérieurs, du suboccipital, des muscles spinaux (épi-épineux, transversaire épineux, long dorsal et iliocostal), du grand fessier, des ischio jambiers, du triceps sural et des fascia plantaires (Dimitrova & Rohleva, 2014; Souchard, 2015). La RPG se base sur le principe qu'une anomalie de la posture s'associe à une asymétrie ou défaillance au niveau des chaînes de coordination neuromusculaires. La méthode vise à étirer les muscles raccourcis tout en facilitant la contraction des muscles antagonistes pour rétablir la symétrie posturale (Fortin, C., Ehrmann Feldman, Tanaka, Houde, & Labelle, 2012). D'ailleurs, la fiabilité inter-évaluateur de l'évaluation des chaînes musculaires lors d'une altération de la posture causée par une scoliose a fait le sujet d'une étude. Les évaluateurs ont été regroupés selon leur niveau d'expérience avec la méthode RPG, et devaient associer des indices posturaux témoignant de l'altération de posture à la chaîne musculaire appropriée. Il en est ressorti une bonne fiabilité inter-évaluateur pour la majorité des indices posturaux (Fortin, C. et al., 2012).

**Chaîne de coordination neuromusculaire postérieure**



**Chaîne de coordination neuromusculaire antérieure**



Figure 2.11: Chaînes de coordination neuromusculaires postérieure et antérieure telles que définies en RPG (Reproduit avec permission, <http://rpg-souchard.com/la-methode/>)

La méthode comprend huit postures d'étirement en position debout, assise ou couchée qui impliquent une participation active du patient. Les postures sont synchronisées avec la respiration et maintenues pour plusieurs minutes. Elles sont choisies et combinées de manière personnalisée à chaque personne. Plusieurs paramètres influencent le choix des postures d'étirement : l'évaluation de la posture, la localisation des muscles à allonger, l'âge du patient, la rigidité du tronc, la douleur occasionnée, l'habileté physique et l'endurance. Le physiothérapeute guide le patient dans les exercices avec des indications verbales et avec des corrections manuelles pour optimiser l'allongement musculaire et l'adoption d'une position symétrique, tout en limitant les compensations de posture. L'étirement de la chaîne musculaire s'initie en exerçant une tension minimale, puis l'étirement se fait progressivement jusqu'à l'atteinte d'une position et tension finales dont l'amplitude est variable selon la condition du patient et la chaîne neuromusculaire sollicitée (Dimitrova & Rohleva, 2014). Finalement, des exercices d'autocorrection sont enseignés au patient afin de favoriser l'intégration sensorimotrice des changements de la posture. Ces exercices d'intégration statique et dynamique se font dans les activités habituelles du patient (pratique de sports, pratique d'un instrument de musique, etc.) (Souchard & Meli, 2011).

#### 2.2.5.2.2 L'évaluation de la posture en RPG

L'évaluation de la posture en RPG se divise en trois parties : la photographie générale, l'examen des rétractions et la ré-équilibration (Souchard, 2015). Cette évaluation respecte un algorithme

décisionnel qui guidera le physiothérapeute dans le choix de la ou des postures d'étirement à privilégier pour le traitement de la scoliose (Fortin, C. et al., 2013; Fortin, C. et al., 2012). La photographie générale vise à identifier le type de morphologie du patient : antérieure, postérieure ou mixte. L'examen des rétractions repère les muscles responsables de l'altération de la posture puis associe les défauts posturaux aux chaînes de coordination neuromusculaires en examinant la position debout au repos (Fortin, C. et al., 2012). La ré-équilibration consiste à déterminer les capacités de correction des courbures et leur réductibilité. Elle permet d'identifier les postures de traitement qui doivent être pratiquées ainsi que le type et l'importance des compensations occasionnées (Souchart, 2015). Par des tests de correction manuelle des courbures, la réductibilité de la déformation et implicitement la rigidité du tronc sont évalués, ce qui orientera le choix de la ou des chaînes de coordination neuromusculaires à étirer ainsi que les exercices d'intégration statique et dynamique à intégrer au traitement. Une moins bonne réductibilité de la courbure scoliotique en position assise témoigne d'une chaîne musculaire postérieure plus rigide, alors qu'une moins bonne réductibilité en position debout témoigne d'une plus grande rigidité de la chaîne antérieure (Fortin, C. et al., 2013). À ce jour ces évaluations se font qualitativement. Plus précisément, deux postures de ré-équilibration en position debout servent à évaluer le potentiel de réductibilité : la correction manuelle et l'autocorrection.

La correction manuelle vise à évaluer la rigidité du tronc et à réduire la déformation (Souchart, 2015). Pour ce faire, le physiothérapeute se positionne debout derrière le patient. Par exemple, pour une scoliose avec courbure thoracique droite, le physiothérapeute appuiera sa main droite légèrement sous l'apex thoracique sur la surface postéro-latérale du tronc droit (Figure 2.12). La main gauche est placée sur le bassin à la hauteur de la crête iliaque pour agir en contre-appui de la force exercée par la main droite et pour stabiliser la posture. Il exercera ainsi une pression continue jusqu'à l'obtention d'une correction satisfaisante de la courbure majeure, ou jusqu'à ce que la résistance sous la main soit trop importante pour poursuivre la correction. Pendant la correction manuelle, le physiothérapeute laisse apparaître les compensations posturales, comme une accentuation de la contre-courbure ou l'élévation d'une épaule, ce qui lui permet de comprendre le lien entre les deux courbures et de déterminer le traitement des chaînes neuromusculaires. Le physiothérapeute peut ainsi évaluer de manière qualitative la rigidité du tronc.

L'autocorrection se définit comme la capacité du patient à réduire de façon autonome la déformation scoliootique par un réalignement postural actif de sa part dans tous les plans de l'espace (Figure 2.12). Il sollicite de manière active sa musculature du tronc (principalement) et maintient progressivement cette posture corrigée dans le temps (Fusco et al., 2011). D'après la SOSORT, l'autocorrection est un élément clé du protocole de traitement de physiothérapie pour la scoliose (Negrini, Stefano et al., 2012; Weiss, H. R., Negrini, Hawes, et al., 2006). Plusieurs approches intègrent l'autocorrection dans leur traitement : RPG, Schroth, SEAS (*scientific exercises approach to scoliosis*), méthode de Lyon, ISR (*integrated scoliosis rehabilitation*) et Dobomed (Fusco et al., 2011).

Lors de la correction manuelle comme pour l'autocorrection, des compensations posturales chez le patient peuvent apparaître pour éviter des tensions et préserver l'équilibre. Au fur et à mesure des séances, la RPG vise à maintenir la posture corrigée tout en diminuant progressivement ces compensations (Souchard, 2015).

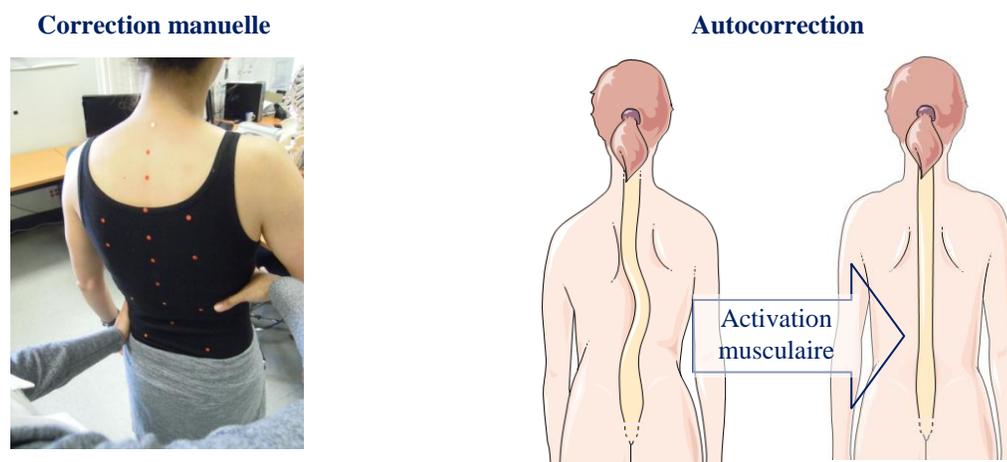


Figure 2.12: Vue postérieure de la correction manuelle (© S.D. Étudiante, 2017) et de l'autocorrection pour une scoliose thoracique droite (Image libre de droits, adaptée de smart.servier.fr)

### 2.2.5.3 Évaluation critique et biomécanique de la rééducation posturale globale

Bien que l'application clinique de la RPG soit répandue mondialement, peu d'études scientifiques sur la RPG spécifiques à la scoliose ont été publiées (Dimitrova & Rohleva, 2014). L'approche et ses principes semblent toutefois présenter une efficacité pour le traitement de pathologies musculo-squelettiques, respiratoires et neurologiques (Bonetti, F. et al., 2010; Cunha, Burke,

França, & Marques, 2008; Monticone et al., 2014; Pillastrini et al., 2016). Un essai contrôlé randomisé, impliquant des exercices d'étirement musculaire et de contrôle moteur, a rapporté un effet bénéfique de l'autocorrection sur les scolioses légères ( $\leq 25^\circ$ ). Monticone et al (2014) ont comparé deux groupes de 55 participants, un groupe expérimental avec des exercices d'autocorrection et orientés vers la tâche, et un groupe contrôle avec des exercices standards d'étirement et d'équilibre. Le groupe expérimental a obtenu une plus grande proportion de cas de diminution et de stabilisation des courbures que le groupe contrôle ainsi qu'une amélioration de la qualité de vie (questionnaire SRS-22). Ces effets se sont maintenus un an post-traitement (Monticone et al., 2014). Dimitrova et al (2014) ont comparé l'étirement des chaînes musculaires du programme RPG à des exercices de physiothérapie conventionnels sur une population volontaire de 46 participants avec des déficiences posturales variées (scoliose, posture cyphosée, dos plat, etc.) (Dimitrova & Rohleva, 2014). Le groupe RPG a présenté un plus haut taux de correction et stabilisation posturale, accompagnée d'une augmentation de l'endurance et de l'équilibre, le tout maintenu pour neuf mois post-traitement (Dimitrova & Rohleva, 2014). Cette étude n'était toutefois pas spécifique à la scoliose et rendait difficile toute conclusion pour une déficience en particulier, s'apparentant plutôt à un regroupement d'études de cas. De plus, les critères indiquant une amélioration de la déficience posturale n'étaient pas tous explicités, rendant difficile d'en assurer la reproductibilité et qualité méthodologique.

Quelques études ont porté sur l'effet de la RPG sur des affectations musculo-squelettiques autres que la scoliose. Notamment un essai contrôlé randomisé chez 94 patients adultes avec douleur au cou chronique non spécifique a évalué l'efficacité d'un traitement RPG par rapport à la thérapie manuelle pour cette affectation. Le traitement RPG a réduit de façon statistiquement significative la douleur immédiatement après le traitement et l'invalidité (*Neck Disability Index*) six mois après le traitement comparativement au groupe contrôle suivant la thérapie manuelle (Pillastrini et al., 2016). Un essai contrôlé non randomisé multi-centre a rapporté une amélioration significative de la réduction de la douleur et de l'invalidité liée aux douleurs lombaires après un suivi de six mois en RPG (Bonetti, Francesca et al., 2010). Une autre étude a comparé la méthode RPG à des exercices d'étirements conventionnels auprès de deux groupes de 15 et 16 participants pour la douleur chronique au cou sans rapporter de différence significative entre les deux groupes pour réduire la douleur, améliorer l'amplitude de mouvement et la qualité de vie pour cette affectation (Cunha et al., 2008). Dans un essai contrôlé randomisé, Fernandez et al (2005) ont

comparé quatre mois de traitement chez 40 patients avec spondylarthrite ankylosante divisés en un groupe avec exercices conventionnels de physiothérapie et un autre avec exercices RPG. Le groupe avec exercices RPG a démontré une amélioration plus marquée de ses capacités fonctionnelles (test BASFI) et du statut axial (test BASMI, à l'exception de la mesure distance tragus au mur) (Fernández-de-las-Peñas, Alonso-Blanco, Morales-Cabezas, & Miangolarra-Page, 2005).

Plusieurs études de cas publiées sur divers ESSP soutiennent les effets bénéfiques de ces derniers sur la réduction de l'angle de Cobb et l'amélioration de la qualité de vie des personnes avec une scoliose faible à modérée (Destieux, Gaudreault, Isner-Horobeti, & Vautravers, 2013; Lee et al., 2016; Yoon & Rhee, 2016; Zapata, Parent, & Sucato, 2016). Toutefois, ces publications restent de faibles preuves scientifiques par leur nombre restreint de participant (un à trois), par une réduction de l'angle de Cobb souvent comprise dans la marge d'erreur de la mesure ( $< 5^\circ$ ), par l'absence de suivi post-traitement ou par le manque de détail sur la programmation du traitement prodigué pour assurer leur reproductibilité.

Les revues systématiques publiées à ce jour portant sur les traitements non-chirurgicaux sont majoritairement de faible qualité méthodologique et de niveau d'évidence variable (Płaszewski & Bettany-Saltikov, 2014), affaiblissant la valeur de leurs conclusions. La seule revue portant sur les ESSP appliqués à la scoliose considérée de haute qualité méthodologique par Płaszewski et al (2014) concluait qu'il n'y a pas d'évidence assez forte pour statuer sur l'indication des ESSP pour limiter la progression de la scoliose (Romano, Michele et al., 2012), puisque les deux études retenues dans l'analyse étaient de trop faible qualité. Fusco et al (2011) (faible qualité méthodologique selon Płaszewski) ont publié une revue systématique sur l'efficacité des exercices physiques pour le traitement de la SI de l'adolescent, qui constituait une mise à jour de leurs revues précédentes (Negrini, S, Antonini, Carabalona, & Minozzi, 2003; Negrini, Stefano et al., 2008), où 20 articles publiés entre 1986 et 2008 étaient considérés. Aucun ne portait spécifiquement sur la RPG, toutefois la majorité des traitements avaient comme exercice central la pratique de l'autocorrection. Leurs résultats ont indiqués que les ESSP pouvaient améliorer l'angle de Cobb, la force, la mobilité, l'équilibre et réduire le taux de prescription de corset et le nombre de chirurgie (Fusco et al., 2011; Negrini, Stefano et al., 2008). On note un biais du fait que l'auteur de la revue révisait certaines de ses propres publications. Une revue indépendante par Mordecai et al (2012) (faible qualité méthodologique selon Płaszewski), ayant retenue 12 études

dont neuf prospectives, a conclu à la faible qualité des preuves en faveur de l'usage des ESSP pour la SI et le besoin d'études randomisées contrôlées (Mordecai & Dabke, 2012).

En conclusion, les auteurs recommandent unanimement la publication d'études de plus grande qualité et d'essais contrôlés randomisés multi-centres avant de pouvoir statuer sur l'effet des ESSP pour la SI. En ce sens, entre 2014 et 2017, cinq essais contrôlés randomisés ont été publiés sur l'autocorrection, la méthode Klapp et la méthode Schroth (Dantas et al., 2017; Kuru et al., 2015; Monticone et al., 2014; Schreiber et al., 2015; Schreiber et al., 2016) dont les résultats tendent vers un effet favorable des approches de physiothérapie pour la SI.

#### **2.2.5.4 Évaluation clinique et expérimentale en physiothérapie**

L'évaluation fonctionnelle en physiothérapie comprend l'évaluation de la posture, de l'amplitude de mouvement, de la force musculaire, de l'équilibre, de la marche et de la capacité respiratoire. Plus spécifiquement en RPG, l'évaluation posturale se fait en trois étapes (photographie générale, examen des rétractions et ré-équilibration) telles que détaillées à la section 2.2.5.2.2. Ces évaluations cliniques en RPG sont majoritairement qualitatives.

À notre connaissance il ne semble pas y avoir d'outil commercialisé spécifiquement dans le but de mesurer quantitativement les forces et pressions des mains du physiothérapeute lors d'une séance de traitement. Quelques outils alternatifs de mesure ont toutefois été répertoriés.

Le dynamomètre est un outil standard utilisé traditionnellement en physiothérapie (Figure 2.13) pour mesurer la force musculaire du patient. Il sert à mesurer les forces de contraction de poussée, de traction ou de levage. C'est le cas dans l'étude de Dantes et al (2017) portant sur la méthode Klapp où un dynamomètre a servi à mesurer la force musculaire du dos (Dantas et al., 2017). Il comprend différents adaptateurs de surface pour mieux se mouler aux formes du corps selon le groupe musculaire étudié. La mesure peut être effectuée en terme de force (N) ou de masse (kg, lb) et la plage peut aller jusqu'à des milliers de Newton selon le dispositif sélectionné (par exemple 5000 N avec précision  $\pm 0.05$  N pour le modèle Medup) (Atlas Médic, sd). Cet outil n'est pas adapté pour mesurer la force exercée par le physiothérapeute lors de la correction manuelle.

Différents gants de mesure de force ou pression sont commercialisés. Par exemple, le Hand Grip™ System de Tekscan (Tekscan Inc, Boston, MA, États-Unis) (Figure 2.13) mesure la force

de pronation dans divers contextes : conception (amélioration du design d'objets), sportif, ergonomique (ajustement du confort), recherche, etc. Sa plage de mesure atteint 345 kPa. La matrice de mesure est contenue dans un mince film flexible qui contient un quadrillage de capteurs à résistance variable selon la force exercée qui s'étend sur les doigts et la paume de la main. Les capteurs ne mesurent que les forces perpendiculaires à leur surface. Le seuil inférieur de détection de force est trop élevé pour mesurer la force exercée par le physiothérapeute sur le tronc.

Le tapis de pression (Figure 2.13) est principalement utilisé sur des matelas ou en contexte de recherche avec l'objectif d'observer la répartition (homogène versus hétérogène) de la pression lorsqu'un patient est assis ou couché. Le laboratoire possède notamment une matrice de pression mesurant jusqu'à 26.6 kPa (200 mmHg) avec une précision de  $\pm 0.67$  kPa ( $\pm 5$  mmHg). Elle est pourvue de 192 capteurs disposés sur deux tapis épousant la forme du tronc et d'une épaisseur d'environ 1 mm. Un système d'acquisition (FSA 4.1.001) fourni par le fabricant permet de visualiser la distribution des pressions. Toutefois le format de cet outil de mesure ne convient pas si l'on souhaite faire des acquisitions de la topographie de surface pour évaluer les changements posturaux, puisque le tapis englobe la surface du tronc.



Figure 2.13: Différents outils de mesure de force et pression (© Atlas Medic, © Tekscan, reproduits avec permission. © S.D. Étudiante, 2017)

<sup>3</sup> Atlas Medic. Reproduction autorisée par Atlas Médic inc. propriétaire de la marque de commerce Medup®. Mention légale : le dynamomètre Medup® est un instrument médical homologué par Santé Canada sous le numéro de licence: 89458

<sup>4</sup> Courtoisie de Tekscan, Inc. Tiré de <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/grip-system>

## 2.3 Techniques de modélisation du rachis

### 2.3.1 Méthodes d'acquisition et de modélisation géométrique de la scoliose

La scoliose étant une déformation 3D, des outils de visualisation 3D ont été développés et peaufinés au cours des dernières années pour mieux représenter à la fois la géométrie interne (le squelette), la géométrie externe (la surface du tronc), et la combinaison des deux. Cette représentation contribue au diagnostic, au suivi, et à des fins de recherche. Les trois principales étapes de la reconstruction géométrique préalable à la modélisation personnalisée sont l'acquisition de la topographie de surface du tronc, l'acquisition radiographique pour obtenir la géométrie squelettique, puis le recalage de ces deux informations pour former une reconstruction 3D complète du tronc. L'usage d'un modèle 3D incluant la topographie du tronc permet de prendre des décisions cliniques qui intègrent le souci esthétique préoccupant chez les patients (Pazos, Cheriet, Song, Labelle, & Dansereau, 2005), mais permet aussi de mieux visualiser la rotation vertébrale et confère une caractérisation plus réaliste de la pathologie.

#### 2.3.1.1 Acquisition de la géométrie externe

Les outils d'acquisition de la géométrie externe peuvent être regroupés entre les appareils statiques (installations fixes) et mobiles (portatifs). La clinique d'orthopédie du CHUSJ possède un appareil InSpeck 3D Capturor (Creaform inc., Québec, Canada) qui est une installation fixe. Basé sur le principe de projection des franges de Moiré, ce système permet l'acquisition de la géométrie externe du tronc des patients dans différentes postures. L'appareil InSpeck comprend quatre dispositifs placés en carré autour du patient, chacun pourvu d'un projecteur de franges de lumière blanche et d'une caméra couleur CCD (*charge coupled device*) de détection. Cet appareil fonctionne sur le principe de projection des franges de lumière blanche sur le corps de la personne puis d'enregistrement de la déformation des franges sur la surface projetée, lui rendant son relief tridimensionnel. Il est possible d'apposer des marqueurs autocollants sur le tronc en guise de repère anatomique. Ces identifiants serviront éventuellement au recalage avec la géométrie 3D des structures osseuses. L'acquisition prend environ quatre secondes pendant lesquelles le patient doit rester immobile. Le système est complété d'une suite de logiciels (InSpeck FAPS, Topo Merge et EM) dédiée à l'acquisition, la reconstruction et l'assemblage des quatre images pour constituer le tronc 3D coloré et texturé (Figure 2.14) dans un seul système de

coordonnées (Fortin, D. et al., 2007). Si des régions sont manquantes suite à la fusion des quatre surfaces, les données manquantes pour compléter la surface totale sont interpolées par des courbes paramétrées pour obtenir un maillage polygonal fermé (Pazos et al., 2005).

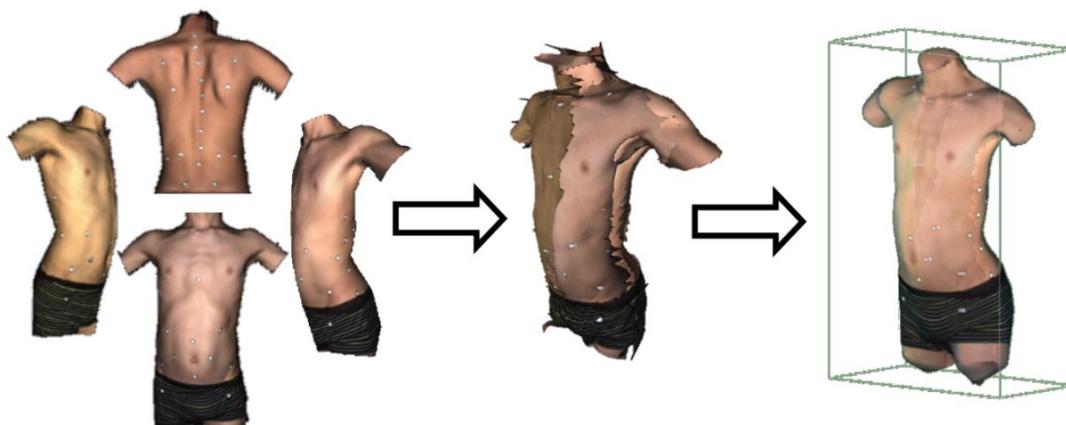


Figure 2.14: Reconstruction de la topographie de surface avec les logiciels InSpeck à partir des quatre photographies (© S.D. Étudiante, 2017)

Comme son nom l'indique, l'avantage des systèmes portables est de pouvoir les déplacer, les rendant plus versatiles pour s'adapter à divers contextes d'utilisation. Toutefois, l'acquisition prend beaucoup plus de temps et peut atteindre plus de 30 secondes pour un tronc. Au CHUSJ le BodyScan (TechMed3D, Québec, Canada) et son logiciel d'acquisition MSoft sont utilisés à des fins de recherche (Figure 2.15). Le principe de fonctionnement est similaire à celui de la topographie InSpeck, à la différence qu'un motif abstrait (*pattern*) de lumière blanche est projeté plutôt que des franges. Le numériseur est constitué d'une caméra et d'un projecteur munis de quatre diodes électroluminescentes (DEL). La fréquence d'acquisition est de 550 Hz, la résolution est de 0.5 mm et la précision peut atteindre 0.1 mm (TechMed3D, 2015). Des pastilles de positionnement réfléchissantes collées sur la peau servent de repères anatomiques pour suivre le déplacement du tronc entre deux acquisitions.



Figure 2.15: Le scanner portable BodyScan et un exemple d'acquisition de la correction manuelle en vue postérieure avec les mains du thérapeute (© S.D. Étudiante, 2017)

### 2.3.1.2 Acquisition de la déformation scoliotique

Différentes méthodes d'acquisition du rachis, du bassin et des côtes ont été élaborées dans le but de perfectionner les techniques de reconstruction. Au départ, trois radiographies étaient nécessaires, en PA-0°, PA-20° et LAT. La reconstruction nécessitait un objet de calibration aux coordonnées connues entourant le volume d'intérêt (soit le patient) et se basait sur une technique de transformation linéaire directe (*Direct Linear Transformation technique (DLT)*) (Cheriet, Farida et al., 1999). La radiographie PA-20° fut abandonnée notamment pour réduire les radiations émises au patient et une nouvelle technique de reconstruction a été élaborée basée sur l'autocalibrage et nécessitant deux radiographies (Cheriet, F & Meunier, 1999). En utilisant des points de référence visibles sur les deux images, avec un objet de calibration de taille réduite (veste de calibration), la méthode itérative minimise la distance moyenne carrée entre une projection réelle et analytique de ces points sur la structure à reconstruire. Kadoury et al (2007) ont ensuite retravaillé l'algorithme d'autocalibrage pour proposer une reconstruction à partir de radiographies non calibrées avec un petit objet de calibration (ceinture munie de quatre marqueurs radio-opaques dans une plaque de plexiglas) (Kadoury, Cheriet, Dansereau, & Labelle, 2007; Kadoury, Cheriet, Laporte, & Labelle, 2007). Le principal avantage de cette technique est qu'elle ne nécessite pas d'installation spécialisée (telle que le système EOS™) et permet de conduire des études rétrospectives, puisque l'acquisition initiale est basée sur deux radiographies standards (PA et LAT) non calibrées.

La radiographie biplan EOS™ (2003, EOS Imaging, France) sert à obtenir une image bidimensionnelle du squelette (tête aux pieds) debout dans différentes postures. L'acquisition des

vues latérale et postéro-antérieure (PA) est simultanée et s'obtient en environ 10 secondes. Cette modalité d'imagerie émet des doses de rayons ionisants de huit à 10 fois inférieures comparativement au système de radiographies bidimensionnelles traditionnel, pour une résolution accrue atteignant 250  $\mu\text{m}$  (Dubousset et al., 2005). Les deux images acquises sont automatiquement calibrées étant donné la liaison physique entre la source et le détecteur de rayons X de cette technologie. Des marqueurs anatomiques radio-opaques sont utilisés pour l'adéquation de la géométrie interne avec la géométrie externe.

Par la suite, le logiciel IdefX (2014, LIO et EOS Imaging) permet la reconstruction 3D semi-automatisée des structures osseuses du rachis de T1 au sacrum, du bassin et de la cage thoracique avec une précision de 1.8 mm à partir des radiographies biplan EOS (Dubousset et al., 2005; Humbert, De Guise, Aubert, Godbout, & Skalli, 2009). Tout d'abord, une projection des structures osseuses à reconstruire est proposée automatiquement par le logiciel après avoir cliqué sur certains repères anatomiques préétablis. Cette projection se superpose aux radiographies. Il faut ensuite ajuster manuellement les dimensions des contours de la projection aux structures géométriques telles que vues sur les radiographies sagittale et PA. La projection est modifiée (rotation, déformation non linéaire, etc.) jusqu'à la superposition la plus proche possible entre les contours des os de la projection et de l'image radiographique (Figure 2.16).

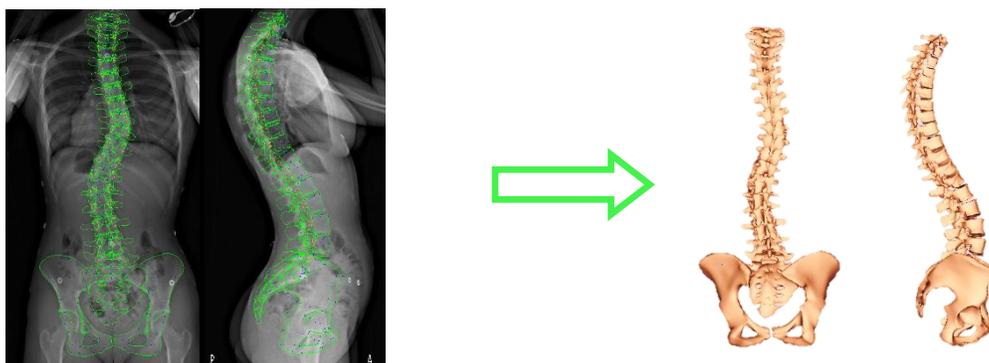


Figure 2.16: Exemple de reconstruction géométrique du rachis et du bassin avec IdefX pour un patient scoliotique (© S.D. Étudiante, 2017)

### 2.3.1.3 Recalage des géométries interne et externe

Les deux géométries peuvent ensuite être superposées par le recalage des marqueurs correspondants dans une interface Matlab dédiée (BuildPatient). Les géométries sont ramenées

dans un même système de coordonnées par transformation rigide via un algorithme des moindres carrés point-à-point (Fortin, D. et al., 2007). Ce premier recalage automatique est effectué via les marqueurs surfaciques du tronc et les marqueurs radio-opaques visibles sur les radiographies. Un ajustement manuel plus fin peut ensuite être réalisé.

## **2.3.2 Modélisation par éléments finis du rachis**

### **2.3.2.1 Modèle par éléments finis utilisé dans le cadre de ce projet**

La forme géométrique personnalisée au patient précédemment obtenue peut maintenant être transformée en modèle par éléments finis (MEF) dans le logiciel Ansys 14.5 (Ansys Inc., Canonsburg, Pennsylvanie, États-Unis). Le MEF de la colonne peut servir à étudier les interventions chirurgicales, le traitement conservateur, l'étiologie ou encore les mécanismes de progression de la scoliose (Wang et al., 2014). Il permet de simuler plusieurs traitements sans intervenir directement sur un patient humain, d'étudier la répartition des efforts au sein des structures anatomiques, et de tester l'effet de la variation de différents facteurs sur la colonne (Clin, J., Aubin, Parent, Sangole, & Labelle, 2010).

Par définition dans un MEF, une structure est subdivisée en plusieurs sous-structures. Chacune de ces sous-structures peut être représentée par un nombre déterminé (fini) d'éléments reliés les uns aux autres par des nœuds. Des propriétés mécaniques sont attribuées à chaque élément, et le regroupement de ces éléments permet de reproduire la géométrie de la structure dans son ensemble et de représenter un comportement mécanique. Plus les structures sont décomposées en un grand nombre d'éléments, plus le modèle est raffiné, mais en contrepartie plus le temps de calcul est élevé. Il faut donc trouver la balance entre un niveau de précision suffisant selon l'application ciblée, sans représenter des détails inutiles et lourds en calculs.

Différents MEF pour représenter le tronc ont été développés avec l'objectif de simuler les traitements conservateurs de scoliose. Le modèle utilisé dans ce projet a été initié en 1995 par Descrimes et Aubin (Aubin, 1995; Descrimes et al., 1995), et a subi de nombreuses modifications et améliorations pour y inclure le rachis, le bassin, les côtes, certains ligaments et la cavité abdominale (Clin, J., 2005; Gauvin, Dansereau, De Guise, Aubin, & Labelle, 1997; Périé, D et al., 2004). La représentation des tissus mous est incluse, soit la peau de la topographie externe du tronc et les jonctions assurant la transmission des forces et déplacements entre la peau et le

squelette. Puis l'ajout de la gravité a constitué le modèle tel qu'utilisé dans le cadre de ce projet, qui contient environ 18190 éléments et 8130 nœuds.

Le modèle représente plusieurs structures anatomiques constituant le tronc (Figure 2.17). La forme, la dimension, l'orientation et la position des composantes squelettiques sont issues directement de la géométrie reconstruite depuis les radiographies. Les vertèbres T1 à L5, les disques intervertébraux, les 10 vraies côtes, le sternum, le cartilage costal, le bassin et la cavité abdominale sont schématisées par des éléments poutres élastiques tridimensionnels. Les ligaments intercostaux sont modélisés par des éléments ressorts en tension uniquement et les tissus mous externes (la peau) par des éléments coques (Clin, J., 2010). Les propriétés mécaniques (module d'Young, coefficient de Poisson) attribuées aux éléments du modèle proviennent de la littérature et d'expérimentations (Descrimes et al., 1995; Périé, D et al., 2004). Le modèle permet de varier la rigidité du tronc en multipliant ou divisant le module de rigidité des disques intervertébraux par un facteur. L'origine du système de coordonnées est située au centre de S1 : l'axe des Z est vertical pointant vers le haut, l'axe X est sagittal pointant vers l'avant et l'axe Y est latéral pointant vers la gauche. On note l'absence des côtes flottantes et des muscles dans le modèle. Des conditions limites doivent être imposées pour compenser l'absence des membres inférieurs et de la musculature. Ainsi à l'extrémité distale le bassin est fixé dans les trois plans de l'espace, alors qu'à l'extrémité proximale la vertèbre T1 est fixée dans le plan transverse (en x et y), mais conserve sa mobilité selon l'axe vertical.

L'effet des forces gravitationnelles est intégré au modèle. Puisque la position des éléments provient des radiographies prises dans une configuration avec gravité, il faut dans un premier temps appliquer au modèle des forces anti-gravités en sens inverse (verticales vers le haut) et résoudre le modèle. Dans cette géométrie à «gravité zéro», les contraintes résultantes sont annulées. Puis, les forces gravitationnelles sont réappliquées aux nœuds correspondant au centre de gravité de chaque vertèbre, et la valeur est ajustée selon la masse correspondant à chaque niveau vertébral. Des forces stabilisatrices sont optimisées pour retrouver l'emplacement des vertèbres vues sur la radiographie. Cette stratégie permet d'obtenir une géométrie finale incluant les contraintes associées à l'effet de la gravité. La concordance entre la position des vertèbres après l'ajout de la gravité dans le modèle et leur emplacement sur les radiographies a été validée précédemment (Clin, J., Aubin, Lalonde, et al., 2011; Clin, J., Aubin, Parent, & Labelle, 2011).

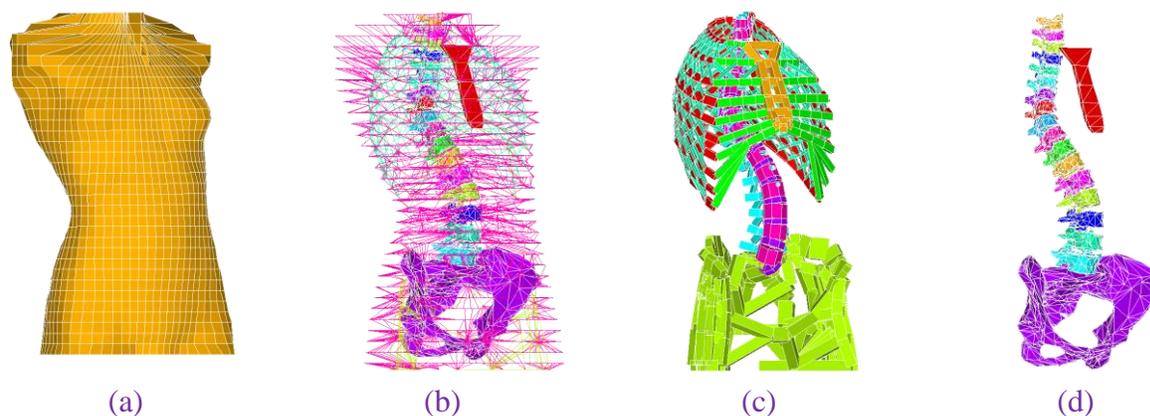


Figure 2.17: Illustration du MEF d'un tronc avec scoliose : les éléments de la peau (a), les éléments internes au modèle (b), le squelette avec rendu tridimensionnel des éléments (c) et vue schématisée du rachis, du bassin et du sternum uniquement (d). (© S.D. Étudiante, 2017)

### 2.3.2.2 Autres modèles par éléments finis du rachis

D'autres modèles ont été décrits dans la littérature pour représenter le rachis en entier pour évaluer les traitements conservateurs. Karimi et al (2016) ont développé un modèle (logiciels Mimics 10.01 et Abaqus) dont la géométrie est extraite du CT scan d'un patient atteint d'une scoliose dégénérative. Ils ont modélisé les vertèbres et les disques de T1 à L5, les côtes et le bassin. Les propriétés mécaniques (module d'Young) ont été attribuées aux éléments par le logiciel en fonction du niveau de gris observé sur les images CT qui reflète la densité osseuse. Les fémurs étaient fixés dans l'espace comme condition limite distale (Karimi, Ebrahimi, Mohammadi, & McGarry, 2016). Cette modélisation ne comprenait pas l'enveloppe externe, les tissus mous et la force gravitationnelle. Curtin et al (2014) ont élaboré un modèle pour étudier l'activation musculaire et l'application de force externe comme traitement de la scoliose. Le modèle construit sur Matlab (Mathworks, MA, États-Unis) incluait le rachis thoracique et lombaire, la cage thoracique, le sternum et la représentation des muscles profonds et superficiels du dos. T1 était contrainte dans le plan transverse et le sacrum était fixé dans l'espace. Pour représenter différentes courbures de scoliose, la position des vertèbres était modifiée. Ce modèle n'incluait pas la force gravitationnelle, la représentation de ses composantes était peu explicitée et la vérification de la simulation n'était pas abordée. La méthode dite «rigide directe» entre la force appliquée et le déplacement résultant a été retenue pour les simulations (Curtin & Lowery, 2014). Vergari et al (2015) ont développé et validé un modèle éléments finis personnalisé sur

Ansys V11 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, États-Unis) pour simuler les corsets (Vergari et al., 2015). Le modèle comprenait le bassin, le rachis thoracique et lombaire, la cage thoracique, le sacrum, les disques intervertébraux, certains ligaments et cartilages. T1 était fixé uniquement dans le plan transverse et le bassin était fixé dans l'espace. Le modèle n'incluait pas la peau et les tissus mous du tronc, les forces gravitationnelles et la contribution musculaire.

### **2.3.3 Application de la modélisation par éléments finis au traitement conservateur**

Il est reconnu que la correction immédiate dans le corset influe sur l'efficacité du port de l'orthèse (Clin, J et al., 2010). C'est dans cette optique qu'une interface de simulation de la correction immédiate résultant de l'application du corset a été développée. Le corset est modélisé avec des éléments coques linéaires rectangulaires avec les propriétés mécaniques du polyéthylène. Le corset est apposé sur la peau avec des éléments contacts surface à surface (seuil de friction 0.6). C'est l'utilisateur qui positionne manuellement le corset sur le tronc dans le simulateur selon les coordonnées 3D. Pour ce faire, le corset est virtuellement ouvert en imposant des déplacements aux nœuds postérieurs de l'ouverture. Le corset se referme sur le MEF du tronc par restauration de l'énergie élastique emmagasinée pendant l'ouverture. Les sangles sont ensuite serrées en simultanée selon la valeur de force choisie. La force de serrage est transmise au tronc, qui déforme à son tour la colonne. La simulation permet d'évaluer l'efficacité biomécanique de l'orthèse en amont de sa fabrication (Clin, J et al., 2010) en observant les effets sur la correction des courbures du plan coronal et sagittal, le moment de flexion de la vertèbre apicale, les forces de réaction à T1, la rotation des vertèbres et la pression exercée sur la surface du tronc.

Pour valider le modèle, la géométrie interne simulée avec le corset appliqué a été comparée à la géométrie interne observée sur la radiographie dans le corset fabriqué, notamment en comparant les angles de Cobb, la cyphose et la lordose. L'amplitude et la distribution des pressions calculées dans le modèle à l'interface peau-corset étaient également comparées aux mesures obtenues avec la matrice de pression. La simulation était précise à  $\pm 5^\circ$ , soit l'équivalent de l'erreur de mesure radiographique (Cobetto, Nikita et al., 2014; Desbiens-Blais et al., 2012; Périé, D et al., 2004).

Dans le processus de conception de l'orthèse, l'utilisation du simulateur de corset peut être combinée à un logiciel de conception et fabrication assistées par ordinateur (CFAO) du corset.

Dans un premier temps, l'orthésiste procède au design de l'orthèse dans le logiciel de CFAO qui permet de visualiser en 3D le rachis, les côtes, le bassin et la topographie externe pour faciliter la conception du corset (creuser les zones d'appuis, placer les sangles, découper les ouvertures, etc.). Dans un second temps, le corset est envoyé dans l'interface de simulation par éléments finis (tel que décrite ci-haut). Si la correction obtenue satisfait l'orthésiste, le design du corset est envoyé à l'étape de fabrication. Autrement, l'orthésiste peut retourner dans le logiciel CFAO pour réviser le design. Le cycle d'utilisation du logiciel de design de l'orthèse et de l'outil de simulation du port de l'orthèse peut être recommencé jusqu'à l'obtention d'une correction satisfaisante dans le modèle. Ce processus itératif de conception contribue à atteindre une correction immédiate optimale, à minimiser les surfaces de contact, à améliorer le confort de l'orthèse et permet de tester de nouveaux paramètres de design (Cobetto, N et al., 2017 (in press); Cobetto, N et al., 2016).

D'autres outils de simulation ont également été rapportés dans la littérature pour la simulation de traitement conservateur, bien qu'aucun ne visaient directement le traitement de physiothérapie. Karimi et al (2016) ont testé deux configurations de forces différentes et ont varié l'amplitude des forces appliquées. Les forces étaient appliquées directement sur les nœuds du modèle constituant le squelette. Ils ont testé des forces transverses avec trois points de pression et des forces d'élongation. Sur le segment thoracique les forces transverses ont été appliquées sur une seule côte ou sur deux côtes adjacentes, et elles étaient distribuées sur tous les nœuds constituant une côte. Sur le segment lombaire la force était appliquée directement sur le corps vertébral (Karimi et al., 2016). Curtin et al (2014) ont simulé l'activation musculaire seule et l'activation musculaire combinée à l'ajout de forces externes représentant le port du corset orthopédique. Il a été testé sur cinq différents types de courbure scoliotique de différentes amplitudes. L'activation des muscles était simulée par des forces (soit de valeur nulle soit de valeur maximale, aucune activation partielle) mais le nombre et l'orientation de ces forces n'étaient pas précisés. Trois forces externes servaient à simuler l'action d'un corset à trois points d'appuis : deux forces appliquées directement sur les côtes en région thoracique et une force à même les vertèbres lombaires. Une simulation par optimisation déterminait les valeurs de force qui permettaient de minimiser la distance des vertèbres du plan sagittal (Curtin & Lowery, 2014). Vergari et al (2015) ont plutôt simulé le corset en appliquant des déplacements locaux à l'emplacement des appuis du corset. Ces déplacements étaient imposés directement aux structures osseuses du modèle.

## **CHAPITRE 3 HYPOTHÈSES ET OBJECTIFS DU PROJET**

### **3.1 Points saillants de la revue des connaissances**

La revue des connaissances permet de dégager les constats suivants :

- La scoliose est une déformation 3D dont le traitement prodigué est fonction de la sévérité de la déformation observée.
- La rigidité du tronc est variable d'un patient à l'autre et influe sur le succès du traitement.
- La physiothérapie est un traitement complémentaire ou alternatif à l'observation et au corset pour les scolioses d'amplitude faible à modérée. La rééducation posturale globale est une approche de physiothérapie caractérisée par l'étirement des chaînes de coordination neuromusculaires, la pratique de postures de correction actives et des exercices d'intégration sensorimotrice.
- Les postures de la correction manuelle et de l'autocorrection en RPG servent à attester de manière qualitative la rigidité du tronc, le potentiel de réductibilité des courbures et la capacité d'autocorrection du patient.
- Peu de données quantitatives probantes sont disponibles dans la littérature pour quantifier et mesurer l'effet de la RPG et des ESSP sur la progression de la scoliose.
- Aucun outil de mesure adapté et abordable ne semble être disponible pour mesurer les efforts de correction prodigués par le physiothérapeute ou les capacités d'autocorrection du patient lors d'un traitement de scoliose.
- Un modèle par éléments finis a été développé pour représenter le tronc personnalisé des patients afin d'y simuler le traitement par corset et de connaître les efforts résultants. Ce modèle peut être adapté afin de simuler d'autres traitements conservateurs de la scoliose.

### **3.2 Question de recherche**

Ces constats mènent à la formulation de la question de recherche suivante :

Quel est le potentiel de réductibilité de la scoliose idiopathique lors des exercices de correction manuelle et d'autocorrection par l'approche de rééducation posturale globale en physiothérapie ?

### **3.3 Objectif principal**

Évaluer, par le biais de la modélisation, la réductibilité de la correction manuelle et de l'autocorrection selon l'approche RPG en physiothérapie sur la correction de la courbure dans le traitement de la scoliose idiopathique.

### **3.4 Objectifs spécifiques**

L'objectif principal de recherche se subdivise en objectifs avec une incidence clinique et en objectifs d'ingénierie.

Objectifs spécifiques à portée clinique :

- O1. Développer un indice de rigidité qui permet de caractériser la correction de la déformation du patient par le physiothérapeute.
- O2. Évaluer le potentiel de correction immédiate du patient en autocorrection.

Objectifs spécifiques d'ingénierie :

- O3. Développer, vérifier et utiliser un dispositif enregistrant les forces appliquées par les mains du physiothérapeute sur un patient lors d'un traitement RPG.
- O4. Développer, vérifier et appliquer une méthodologie de simulation pour représenter et analyser numériquement l'autocorrection et la correction manuelle.

### **3.5 Organisation générale du document indiquant la cohérence de l'article par rapport aux objectifs de recherche**

La méthode élaborée pour répondre à la question de recherche est présentée sous forme d'article scientifique. Cet article décrit l'étude clinique réalisée avec les étapes de simulation par éléments finis et présente les résultats de l'analyse biomécanique de la correction manuelle et de l'autocorrection. Des précisions méthodologiques et résultats complémentaires complètent ensuite l'article. L'atteinte de ces objectifs est discutée au Chapitre 5, suivi d'une conclusion présentant les principales recommandations découlant de ce projet de maîtrise.

## **CHAPITRE 4    ARTICLE 1: GLOBAL POSTURAL RE-EDUCATION IN PEDIATRIC IDIOPATHIC SCOLIOSIS: A BIOMECHANICAL MODELING AND ANALYSIS OF CURVE REDUCTION**

### **4.1 Présentation de l'article**

L'article porte sur l'évaluation quantifiée de la réductibilité de courbure atteinte lors de la pratique de deux postures de ré-équilibration en RPG : la correction manuelle et l'autocorrection. Dans un premier temps, l'étude clinique a permis de mesurer la force appliquée par le thérapeute lors de la pratique de la correction manuelle, et de mesurer la correction de courbure immédiate en autocorrection avec la prise de radiographies. Un modèle par éléments finis préalablement développé par le groupe de recherche pour l'évaluation de corset (Clin, J., Aubin, Parent, et al., 2011) a été adapté pour simuler les postures RPG à l'étude, permettant d'obtenir des informations additionnelles sur la biomécanique de correction lors de la pratique des deux exercices de correction.

Cet article intitulé « Global postural re-education in adolescent idiopathic scoliosis : a biomechanical modeling and analysis of curve reduction » a été soumis pour publication au mois d'avril 2017 à la revue scientifique « Spine Deformity ». La première auteure a contribué à environ 75 % à la préparation et la rédaction de l'article.

### **4.2 Article scientifique: Global postural re-education in pediatric idiopathic scoliosis: a biomechanical modeling and analysis of curve reduction**

Sarah Dupuis<sup>1,2</sup>, Carole Fortin Ph.D. pht<sup>2,3</sup>, Christiane Caouette Ph.D. ing.<sup>1,2</sup>, Isabelle Leclair<sup>2,3</sup>,  
Carl-Éric Aubin Ph.D. ing.<sup>1,2,3</sup>

<sup>1</sup> Dept. of Mechanical Engineering, Polytechnique Montréal, P.O. Box 6097, Downtown Station, Montreal, Qc, Canada H3C 3A7.

<sup>2</sup> Research Centre, Sainte-Justine University Hospital Centre, 3175, Cote Sainte-Catherine Road, Montreal, Qc, Canada H3T 1C5.

<sup>3</sup> University of Montreal, Montreal, Quebec, Canada

### 4.2.1 Abstract

**Study design:** Numerical prospective biomechanical study of global postural re-education in pediatric idiopathic scoliosis

**Objective:** Global postural re-education (GPR) is a physiotherapy treatment approach for pediatric idiopathic scoliosis (IS), where the physiotherapist qualitatively assesses scoliotic curvature reduction potential (manual correction) and patient's ability to self-correct (self-correction). The objective was to biomechanically and quantitatively evaluate those two re-education corrections using a computer model combined with experimental testing.

**Summary of background data:** There are very few studies regarding GPR applied to IS, hence there is a need to better understand the biomechanics of GPR curve reduction postures.

**Methods:** Finite elements models of 16 IS patients (10.5-15.4 years old, average Cobb angle 33°) were built from surface scans and 3D radiographic reconstructions taken in normal standing and self-corrected postures. The forces applied with the therapist's hands over the trunk during manual correction were recorded and used in the FEM to simulate this posture. Self-correction was simulated by moving the thoracic and lumbar apical vertebrae from their presenting position to their self-corrected position as seen on radiographs. A stiffness index was defined as the global force implied in the posture over the thoracic curve reduction (force/Cobb angle reduction).

**Results:** The average force applied by the therapist during manual correction was 31N and resulted in a simulated average reduction of 26% ( $p < 0.05$ ), while kyphosis slightly increased and lordosis remained unchanged. The actual self-correction reduced the thoracic curve by an average of 33% ( $p < 0.05$ ), while the lumbar curve remained unchanged. The thoracic kyphosis and lumbar lordosis were reduced on average by 6° and 5° ( $p < 0.05$ ). Self-correction simulations correlated with actual self-correction ( $r = 0.9$ ).

**Conclusions:** This study allowed quantification of thoracic curve reducibility obtained by external forces applications as well as patient's capacity to self-correct their posture, two corrections commonly used in the GPR approach.

**Level of Evidence:** 2, Therapeutic studies: investigating the results of treatment

**Keywords:** scoliosis, global postural re-education, biomechanical modeling, finite element model

## 4.2.2 Introduction

Idiopathic scoliosis (IS) is a tridimensional (3D) spine deformity of unknown cause that alter body posture which affects perception of self-image and psychological confidence [1]. The deformation severity is conventionally evaluated with Cobb angle measurement on the coronal radiographs. Conservative treatments are recommended for small ( $10^{\circ}$ – $20^{\circ}$ ) and moderate deformities ( $20^{\circ}$ – $45^{\circ}$ ), which traditionally consist of bracing and/or observation [1].

Since 2011, the international society on Scoliosis Orthopaedic and Rehabilitation Treatment (SOSORT) recognizes physiotherapy specific scoliosis exercises (PSSE) as a complementary or alternative conservative management to bracing [2]. Among them, Global Postural Re-education (GPR) applied to pediatric IS aims to reduce postural impairments, regain back muscle symmetry and adequate posture through muscular stretching postures, motor control and sensory integration exercises [3-5]. The selection of the appropriate exercises is based on a 3-steps comprehensive evaluation focusing on 1) body morphology and symptomatology, 2) examination of muscle retractions associated with posture alterations [6] and 3) re-equilibration tests to assess back muscle flexibility and spine deformity correction (curve reducibility) [6,7].

Like other PSSE, GPR treatment is personalized to the patient condition [4], and curve reducibility potential assessment orients the treatment planning, in a way similar to flexibility tests for surgical planning. Manual correction and self-correction are two re-equilibration tests used in GPR for curve reducibility assessment [8]. Manual correction involves the physiotherapist applying targeted force with his hands to the patient's trunk to reduce scoliosis. This exercise aims to reach a posture that reduces momentarily the scoliotic deformation and to qualitatively assess trunk muscles stiffness as well as posture compensations. Self-correction is an active recruitment of trunk muscles by the patient in order to reduce the spine deformity, ideally in 3D. Self-correction also aims to assess the patient's ability to integrate the correction, and is an exercise common to many other PSSE programs [9].

Recent studies have shown a beneficial outcome from PSSE on scoliosis progression [10-12], although there is still a need for quantitative studies to confirm their effectiveness and further understand the biomechanical mechanisms [9,13,14]. There are very few studies regarding GPR applied to IS [6,7,10], hence there is also a need to quantify and better understand the biomechanics of GPR curve reduction postures.

Finite element models (FEM) are often used to biomechanically assess IS and brace treatments [15-20]. A personalized FEM was developed to simulate and optimize brace design for adolescent IS [21-24]. This model has the potential to be adapted for other conservative treatment simulations such as physiotherapist's treatment.

The objective of this study was to biomechanically and quantitatively evaluate two re-education corrections (manual correction and self-correction) in pediatric idiopathic scoliosis using FEM combined with experimental testing.

### **4.2.3 Materials and Methods**

#### *Experimental study design*

##### Patients

A total of 17 patients diagnosed with pediatric IS, aged 10.5 to 15.4 (one boy, 16 girls) and Risser sign 0 to 4, were recruited during their routine visit at our orthopedic clinic over a three months period. They all had a right thoracic major curve or a double major curve with right thoracic component, with a thoracic Cobb angle ranging from 11° to 45° (average 33° ± 9°), analytically measured between the perpendicular to the spine curve at its side change point near the end vertebrae. One patient was excluded because the thoracic curve was lesser than 10°. Among the patients, seven were wearing thoraco-lombo-sacral orthosis (TLSO) and four were wearing nighttime braces. Two patients had done physical therapy in the past and six were still following PSSE or GPR treatment alone or in complement with their brace treatment. Patients filled a pain questionnaire (Numeric Pain Rating Scale NPRS-11) to ensure they had no physical contraindication to participate to the study. The study protocol was approved by the hospital research ethic board prior to the study, and each patient and their parents signed a consent form.

##### Experimental protocol

The recruited patients had their routine surface topography (InSpeck 3D Capturor, Creaform inc., Québec, Canada) and low dose biplanar radiographs (EOSTM, EOS Imaging, Paris, France) taken in the presenting standing (reference) posture. A therapist who was trained specifically for this study (co-author XX) by a certified GPR physiotherapist (co-author XX) then performed the manual correction. To do so, the therapist stood behind the patient and applied a force with her right hand slightly under the right thoracic apex until a satisfying spine correction was obtained,

while the left hand was positioned over the left iliac crest to stabilize the pelvis and overall posture (Figure 1). The therapist wore gloves with force sensors (FlexiForce™ A301, sensitivity 5%, TekScan, Boston, MA, USA) to record the applied forces on the trunk surface. The sensors were sensitive to the normal force but not to shear forces. The posture was held for 10 seconds and repeated three times to obtain an average force value applied over time.

Then the self-correction posture was taught to the patient. When the posture was well understood and properly integrated, surface topography and biplanar radiographs were successively taken in this posture.

### *Simulation methodology*

The two GPR corrections were simulated using a personalized FEM and compared to the clinical data collected for model verification purposes. For each patient, the personalized FEM was built in the reference standing posture and in the self-correction posture combining the surface topography and radiographs using Ansys 14.5 package (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA). The reconstruction method and FEM were initially developed and validated for brace wearing simulations [21,22]. The model included the pelvis, sacrum, lumbar and thoracic vertebrae, ribs, costal cartilages, sternum, intervertebral disks and soft tissues. The mechanical properties were taken from previous published data and cadaveric studies [17,25]. The model also included gravitational loads [26].

The manual correction was simulated by inputting the mean recorded force of the therapist right hand into the reference standing posture FEM. The pelvis was fixed in space to reproduce the therapist left hand action (Figure 1). The first thoracic (T1) vertebra was allowed to move along the vertical axis, but was fixed in the sagittal plane at its reference standing position and was aligned with the Central Sacral Vertical Line (CSVL) in the coronal plane. The simulation allowed to calculate the curve reduction resulting from the external force exerted by the therapist.

To simulate the self-correction posture, the position of T1 and of the thoracic and lumbar apical vertebrae as measured in the sagittal and coronal radiographs were then applied to the reference FEM. The pelvis was fixed in space and the spine could move vertically (Figure 2). The simulation allowed to calculate the thoracic curve correction and the reaction force at the thoracic apical vertebra required to achieve such correction. Self-correction simulation results were compared to the actual self-correction as documented with the acquired radiographs.

Indices were computed to quantify the patient's ability to achieve scoliosis curve reduction during GPRs postures. For the manual correction, a stiffness index was defined as the ratio of the force applied at thoracic apex over the Cobb angle reduction (force/ $\Delta$  Cobb angle). For the self-correction, the stiffness index was defined as the reaction force computed at thoracic apex over the thoracic curve reduction (force/ $\Delta$  Cobb angle).

An ANOVA analysis with post-hoc Tukey test with 95% confidence interval was performed to compare the resulting Cobb angles using GraphPad Prism (GraphPad, La Jolla, CA, USA). Pearson coefficients were calculated to establish correlation level between the different results. Differences and correlation with a p value  $<0.05$  were considered statistically significant.

#### 4.2.4 Results

Thoracic Cobb angles reduction and forces involved are summarized in Tables 1 and 2. The average equivalent force applied by the therapist during manual corrections over the thoracic curve was  $31 \pm 6$  [23–55] N. The sensor under the main application point recorded an average pressure of  $30.9 \pm 14.1$  [19.3–77.7] KPa. Manual correction simulations reduced the coronal thoracic curve on average by 26% [7%–64%] (average Cobb angle correction of  $8^\circ$  [ $3^\circ$ – $19^\circ$ ],  $p < 0.05$ ), while the coronal lumbar curve slightly increased compared to the reference standing posture (average of  $27^\circ$  [ $13^\circ$ – $42^\circ$ ] in reference standing posture vs.  $29^\circ$  [ $16^\circ$ – $43^\circ$ ] with the manual correction,  $p < 0.05$ ). Thoracic kyphosis slightly increased while lumbar lordosis remained unchanged (kyphosis average of  $30^\circ$  [ $10^\circ$ – $47^\circ$ ] in the reference standing posture vs.  $33^\circ$  [ $11^\circ$ – $50^\circ$ ] with the manual correction ( $p < 0.05$ ), lordosis average of  $70^\circ$  [ $57^\circ$ – $85^\circ$ ] in the reference standing posture vs.  $71^\circ$  [ $58^\circ$ – $85^\circ$ ] with the manual correction). The stiffness index ranged between 2–10N/ $^\circ$ . There was a significant correlation between the pressure applied by the therapist and the curve reduction obtained ( $r=0.6$ ,  $p < 0.05$ ).

The actual self-correction reduced the thoracic curve deformity on average by 33% [from 69% reduction to 15% augmentation] (Cobb angle correction of  $11^\circ$  [ $-4^\circ$ – $21^\circ$ ],  $p < 0.05$ ), while the lumbar curve remained constant (average of  $27^\circ$  [ $13^\circ$ – $42^\circ$ ] in reference standing posture vs.  $26^\circ$  [ $14^\circ$ – $42^\circ$ ] with the self-correction posture). All patients except two reduced their thoracic curve by 19% or more; the two other patients had a smaller reduction of  $3^\circ$  (P7) or a slight increase of  $4^\circ$  (P12). The thoracic kyphosis and lumbar lordosis were reduced on average by  $6^\circ$  [from  $17^\circ$  reduction to  $5^\circ$  augmentation] and  $5^\circ$  [from  $13^\circ$  reduction to  $6^\circ$  augmentation] respectively ( $p$

<0.05). Self-correction simulations reduced the thoracic curve on average by 25% [from 66% reduction to 13% augmentation] (Cobb angle correction of  $8^\circ$  [ $-3^\circ$ – $15^\circ$ ],  $p < 0.05$ ), while the lumbar curve remained constant. The thoracic kyphosis and lumbar lordosis were reduced on average by  $7^\circ$  [from  $18^\circ$  reduction to  $5^\circ$  augmentation] and  $5^\circ$  [from  $12^\circ$  reduction to  $7^\circ$  augmentation] respectively ( $p < 0.05$ ). There was a good correlation between the actual and simulated thoracic curve reduction with the self-correction ( $r=0.9$ ,  $p < 0.05$ ). Simulated reaction force at thoracic apical vertebra was 45N on average, resulting in a stiffness index between 0 and 21N/°.

There was no correlation between the Cobb angle correction with the simulated self-correction and manual-correction ( $r=0.1$ ,  $p > 0.05$ ).

#### **4.2.5 Discussion**

This study allowed quantifying trunk stiffness in relation with thoracic curve reducibility as well as patient's capacity to self-correct their posture through a prospective clinical study and the use of a personalized FEM. Two different correction mechanisms were analyzed to obtain a curve reduction depending on whether external force (manual correction) or active muscle recruitment solely (self-correction) are involved.

##### *Manual correction*

To our knowledge this is one of the first studies to report the forces applied by the physiotherapist over the trunk to manually correct the scoliotic deformities as part of a GPR approach. Force and pressure ranges applied by the therapist's right hand at thoracic apical vertebra are similar to reported values of force or pressure measured under thoracic pads of similar patients treated conservatively with orthopedic braces [27-30]. Romano reported similar values of 25.9 [18.7–42.8] KPa with fiberglass braces in the sitting position with 17 patients [29], but Pham reported smaller pressure values with the Chêneau brace (average 8 KPa, 32 patients) [30], versus 30.9 KPa in the current study. Both Van den Hout ([4–209] N, 16 patients) and Périé ([0–113] N, 12 patients) studied Boston brace and reported a wide range of forces [27,28], versus [23–55] N in the current study.

The stiffness index calculated allowed the development of a relative ranking according to the measured and simulated patient spine stiffness. We found a significant but moderate correlation

between the force applied by the therapist and thoracic Cobb reduction ( $r=0.6$ ,  $p < 0.05$ ). Our findings are similar to an analog study of brace correction and measured pressures under brace pads ( $r=0.9$ ) (Wong (2000)) [31], but differ from the brace studies of Van den Hout (2002) (thoracic  $r=0.5$ , lumbar  $r=0.3$ ) and Pham (2008) ( $r=-0.08$ ) [28,30] that found smaller correlations. The cohort of Wong (2000) had flexible and correctable spines as documented by a supine lateral bending test, whereas this aspect was not specified in the two other studies. A moderate or low correlation could be explained by the variability in trunk rigidity between the cases. A two-factor correlation involving both the applied force and trunk stiffness related to thoracic correction would be interesting to calculate.

Manual correction simulation is coherent with the therapist's empirical experience since it allowed to reduce momentarily the main curve deformity concurrently with a non-clinically significant  $2^\circ$  increase of the lumbar curve, under the recognized measuring error of  $5^\circ$  [32]. Radiographs could not be taken in this posture to verify the simulation results since the therapist stands behind the patient during this correction.

#### *Self-correction*

The self-correction resulted in a significant reduction of the main curve deformity indicating patient's motor control ability for an immediate and momentary spine correction [10]. The main thoracic curve was corrected without accentuating the lumbar counter curve in the coronal plane, but a slight reduction of sagittal curves was measured. Different correction strategies were observed that lead to posture compensations, such as decreasing of the sagittal curves or accentuating the coronal slit as seen on Figure 3. However GPR follow-up aims to progressively reduce the posture compensations while maintaining the achieved curve correction as the treatment progresses [8].

The simulation of the self-correction underestimated the actual correction in the coronal plane, despite the good correlation ( $r=0.9$ ), which could be attributed to other muscular recruitment correction mechanisms not included in the simulation.

Reaction forces computed at thoracic apical vertebra could be associated to the muscle recruitment needed to maintain the correction and balance. Since the reaction forces are concentrated on three vertebrae (T1 and apical vertebrae) their values are higher than the actual distributed muscle recruitment forces along the spine to maintain the self-correction, which could

explain the high force values obtained (Table 2). Still, using this reaction force, the simulation allowed to compute a stiffness index for a relative patient ranking according to their effort to maintain posture. Patient P7 had the lowest simulated correction ( $1^\circ$ ), therefore obtained the highest stiffness index ( $21\text{N}/^\circ$ ), suggesting a high spine stiffness.

#### *Comparison between manual correction and self-correction*

The absence of correlation between reductions obtained in the two postures suggests two different correction mechanisms. Manual correction is a passive correction, exclusively produced by the external forces from the therapist manipulation without active muscle recruitments. The obtained reduction hence is solely linked to the trunk inner resistance to the external force. On the contrary, self-correction is an active correction resulting exclusively from patient's inner ability to autocorrect.

#### *Limitations*

As for any computational model it is difficult to fully validate the FEM due to the limited data and standardized way to acquired them. For instance, for the manual correction, it was impossible to take radiographs while maintaining the posture. In the current study simulations focussed on a specific subset of parameters such as the lateral force for the manual correction or apical vertebrae positions for the self-correction, which contributed to the complex mechanisms of correction exercises. While there are many unknowns in practice, numerical studies as the ones conducted in this study have the advantage of being able to evaluate the specific effects of the selected parameters. The various active muscle recruitment patterns, which may vary to assure a certain posture, were not tested. In this study, we only included the minimal forces needed to maintain a stable posture. Vertebral rotation was not measured, hence not implemented in the simulation. Experimental limitations included different arm positions to comply with external topography and radiography protocols, which demanded additional attention from the patient to achieve self-correction. Hence even greater correction might be expected in self-correction during GPR treatment than during the current study.

### **4.2.6 Conclusion**

A FEM and experimental tools were developed to quantitatively assess two GPR curve reduction approaches and to better understand correction mechanisms. The forces exerted by the therapist

during a manual correction approach, combined with the patient-specific FEM, allowed to simulate the scoliotic curve reduction. This would enable to quantify trunk stiffness without additional radiography. The self-correction simulation allowed to quantify the needed forces for the patient to reduce by him/her-self the main scoliotic spine curvature. Better understanding of correction mechanisms through GPR may help to support the contribution of this approach to scoliosis treatment.

#### **4.2.7 Acknowledgments**

Project supported by the NSERC (Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada). C. Fortin is supported by a Junior I salary award from the Fonds de recherche du Québec en santé (FRQ-S). A big thank you to all the patients for their participation in this study and to Soraya Barchi, Julie Joncas, Manivone Savann and Sylvain Deschênes for their precious collaboration.

#### **4.2.8 References**

1. Trobisch P, Suess O, Schwab F. Idiopathic scoliosis. *Deutsches Ärzteblatt International*. 2010;107(49):875.
2. Negrini S, Aulisa AG, Aulisa L, et al. 2011 SOSORT guidelines: orthopaedic and rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth. *Scoliosis*. 2012;7(1):3.
3. Bonetti F, Curti S, Mattioli S, et al. Effectiveness of a 'Global Postural Reeducation' program for persistent low back pain: a non-randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord*. 2010;11:285.
4. Souchard P, Ollier M. *Les scolioses; Traitement kinésithérapique et orthopédique*. Vol 13. Masson Éditeur ed. Paris: Masson; 2002.
5. Fernández-de-las-Peñas C, Alonso-Blanco C, Morales-Cabezas M, et al. Two exercise interventions for the management of patients with ankylosing spondylitis: a randomized controlled trial. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2005;84(6):407-419.
6. Fortin C, Ehrmann Feldman D, Tanaka C, et al. Inter-rater reliability of the evaluation of muscular chains associated with posture alterations in scoliosis. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2012;13(80):9.

7. Fortin C, Ehrmann Feldman D, Cheriet F, et al. Differences in standing and sitting postures of youth with idiopathic scoliosis from quantitative analysis of digital photographs. *Physical & occupational therapy in pediatrics*. 2013;33(3):313-326.
8. Souchart P. Déformations morphologiques de la colonne vertébrale : Traitement physiothérapeutique en Rééducation Posturale Globale-RPG. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson; 2015.
9. Fusco C, Zaina F, Atanasio S, et al. Physical exercises in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: an updated systematic review. *Physiotherapy theory and practice*. 2011;27(1):80-114.
10. Monticone M, Ambrosini E, Cazzaniga D, et al. Active self-correction and task-oriented exercises reduce spinal deformity and improve quality of life in subjects with mild adolescent idiopathic scoliosis. Results of a randomised controlled trial. *European Spine Journal*. 2014;23(6):1204-1214.
11. Kuru T, Yeldan İ, Dereli EE, et al. The efficacy of three-dimensional Schroth exercises in adolescent idiopathic scoliosis: a randomised controlled clinical trial. *Clinical rehabilitation*. 2015:1-10.
12. Schreiber S, Parent EC, Moez EK, et al. Schroth Physiotherapeutic Scoliosis-Specific Exercises Added to the Standard of Care Lead to Better Cobb Angle Outcomes in Adolescents with Idiopathic Scoliosis—an Assessor and Statistician Blinded Randomized Controlled Trial. *PLOS ONE*. 2016;11(12):e0168746.
13. Płaszewski M, Bettany-Saltikov J. Non-surgical interventions for adolescents with idiopathic scoliosis: an overview of systematic reviews. *PloS one*. 2014;9(10):e110254.
14. Kalichman L, Kendelker L, Bezalel T. Bracing and exercise-based treatment for idiopathic scoliosis. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2015:1-9.
15. Wang W, Baran GR, Betz RR, et al. The Use of Finite Element Models to Assist Understanding and Treatment For Scoliosis: A Review Paper. *Spine Deformity*. 2014;2(1):10-27.
16. Clin J, Aubin CE, Sangole A, et al. Correlation Between Immediate In-Brace Correction and Biomechanical Effectiveness of Brace Treatment in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine*. 2010;35(18):1706–1713.

17. Périé D, Aubin C, Lacroix M, et al. Biomechanical modelling of orthotic treatment of the scoliotic spine including a detailed representation of the brace-torso interface. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2004;42(3):339-344.
18. Sattout A, Clin J, Cobetto N, et al. Biomechanical Assessment of Providence Nighttime Brace for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine Deformity*. 2016;4(4):253-260.
19. Clin J, Aubin CE, Parent S, et al. Biomechanical modeling of brace treatment of scoliosis: effects of gravitational loads. *Med Biol Eng Comput*. 2011;49(7):743-753.
20. Clin J, Aubin C-É, Parent S, et al. A biomechanical study of the Charleston brace for the treatment of scoliosis. *Spine*. 2010;35(19):E940-E947.
21. Cobetto N, Aubin C-E, Clin J, et al. Braces Optimized With Computer-Assisted Design and Simulations Are Lighter, More Comfortable, and More Efficient Than Plaster-Cast Braces for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine Deformity*. 2014;2(4):276-284.
22. Desbiens-Blais F, Clin J, Parent S, et al. New brace design combining CAD/CAM and biomechanical simulation for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2012;27(10):999-1005.
23. Cobetto N, Aubin C, Parent S, et al. Effectiveness of braces designed using computer-aided design and manufacturing (CAD/CAM) and finite element simulation compared to CAD/CAM only for the conservative treatment of adolescent idiopathic scoliosis: a prospective randomized controlled trial. *European Spine Journal*. 2016;25(10):3056-3064.
24. Cobetto N, Aubin C-É, Parent S, et al. 3D Correction of AIS in Braces Designed Using CAD/CAM and FEM: a randomized controlled trial. *Scoliosis and Spinal Disorders*. 2017 (in press).
25. Descrimes J, Aubin C, Skalli W, et al. Introduction des facettes articulaires dans une modélisation par éléments finis de la colonne vertébrale et du thorax scoliotique: aspects mécaniques. *Rachis*. 1995;7(6):301-314.
26. Clin J, Aubin CE, Lalonde N, et al. A new method to include the gravitational forces in a finite element model of the scoliotic spine. *Med Biol Eng Comput*. 2011;49(8):967-977.

27. Périé D, Aubin C-E, Petit Y, et al. Boston brace correction in idiopathic scoliosis: a biomechanical study. *Spine*. 2003;28(15):1672-1677.
28. Van den Hout J, Van Rhijn L, Van den Munckhof R, et al. Interface corrective force measurements in Boston brace treatment. *European Spine Journal*. 2002;11(4):332-335.
29. Romano M, Carabalona R, Petrilli S, et al. Forces exerted during exercises by patients with adolescent idiopathic scoliosis wearing fiberglass braces. *Scoliosis*. 2006;1:12.
30. Pham VM, Houilliez A, Schill A, et al. Study of the pressures applied by a Cheneau brace for correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Prosthetics and orthotics international*. 2008;32(3):345-355.
31. Wong M, Mak A, Luk K, et al. Effectiveness and biomechanics of spinal orthoses in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis (AIS). *Prosthetics and Orthotics International*. 2000;24(2):148-162.
32. Morrissy RT, Goldsmith G, Hall E, et al. Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have scoliosis. Evaluation of intrinsic error. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1990;72(3):320-327.

#### 4.2.9 Tables and figures

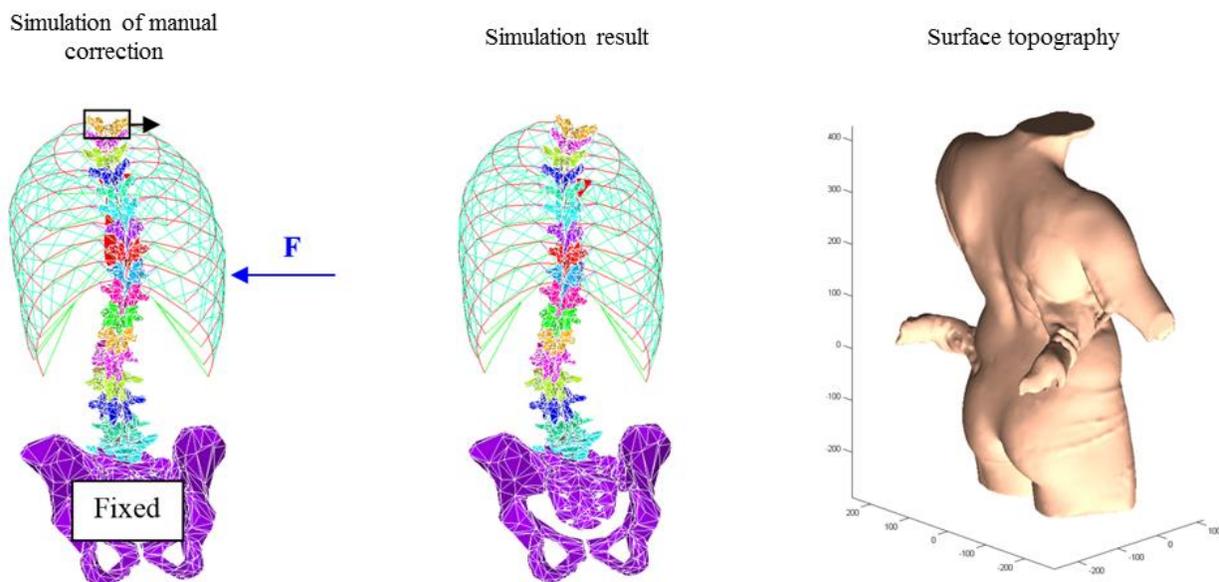


Figure 4.1 : Manual correction simulation and measurement methodology

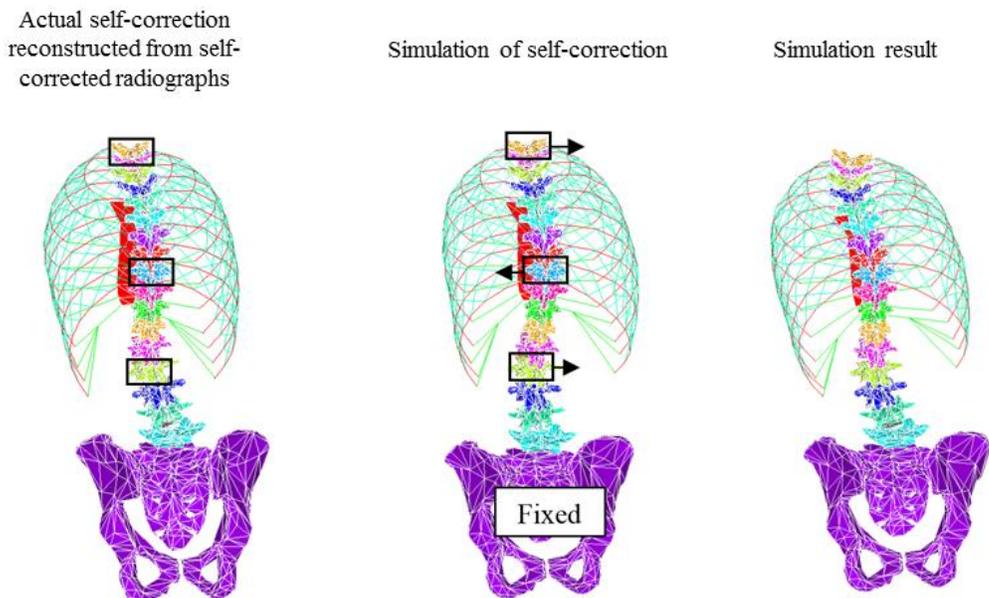


Figure 4.2 : Self-correction was simulated by moving the position of T1 and of the thoracic and lumbar apical vertebrae of the reference FEM to their self-correction position as measured in the self-correction reconstruction from radiographs.



Figure 4.3 : Low dose biplanar radiographs in standing posture and during self-correction illustrate patient's potential to reduce the thoracic curvature immediately and momentarily. Self-correction numerical simulation agrees with self-correction radiographs.

Table 4-1 : Manual correction's thoracic Cobb angle simulation results compared to reference standing posture and associated stiffness indices

Patient	Presenting deformity (standing posture)	Simulation of manual correction (% correction)	Mean force applied by therapist over thoracic apex	Manual correction's stiffness index
	deg	deg (%)	N	N / deg
P1	45	42 (7)	31	10
P2	25	21 (14)	33	10
P3	40	27 (31)	31	3
P4	33	25(23)	28	4
P5	36	32 (13)	28	6
P6	23	16 (31)	23	3
P7	42	35 (17)	25	4
P8	36	27 (26)	25	3
P9	39	37 (7)	26	10
P10	28	10 (64)	55	3
P11	25	13 (48)	29	2
P12	37	31 (18)	33	5
P13	45	26 (43)	42	2
P14	11	5 (53)	31	5
P15	30	26 (13)	34	9
P16	31	27 (13)	28	7
Mean $\pm$ sd [min - max]	33 $\pm$ 9 [11 - 45]	25 $\pm$ 10 [5 - 42]	31 $\pm$ 8 [23 - 55]	5 $\pm$ 3 [2 - 10]

Table 4-2 : Actual and simulated self-correction results of thoracic Cobb angle compared to reference standing posture and associated stiffness indices

Patient	Presenting deformity (standing posture)	Actual self-correction (% correction)	Self-correction simulation (% correction)	Reaction force at thoracic apex	Self-correction's stiffness index
	deg	deg (%)	deg (%)	N	N/deg
P1	45	30 (33)	35 (22)	68	7
P2	25	19 (24)	21 (17)	27	6
P3	40	25 (37)	27 (33)	29	2
P4	33	23 (29)	24 (27)	22	2
P5	36	23 (35)	31 (15)	64	12
P6	23	16 (29)	12 (47)	8	1
P7	42	39 (7)	42 (2)	16	21
P8	36	17 (53)	27 (27)	52	5
P9	39	26 (34)	32 (19)	77	10
P10	28	22 (19)	25 (11)	24	8
P11	25	28 (-15)	28 (-13)	1	0
P12	37	27 (29)	30 (19)	39	5
P13	45	29 (36)	30 (33)	79	5
P14	11	4 (61)	4 (66)	27	4
P15	30	9 (69)	15 (50)	100	7
P16	31	15 (53)	24 (25)	80	10
Mean $\pm$ sd [min - max]	33 $\pm$ 9 [11 - 45]	22 $\pm$ 9 [4 - 39]	25 $\pm$ 9 [4 - 42]	45 $\pm$ 30 [1 - 100]	7 $\pm$ 5 [0 - 21]

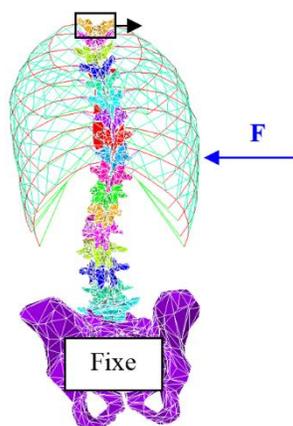
## 4.3 Détails supplémentaires sur la simulation de la correction manuelle et de l'autocorrection

### 4.3.1 Correction manuelle

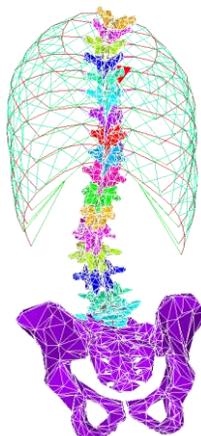
Deux mesures effectuées lors de l'étude clinique ont été exploitées pour simuler par éléments finis la correction manuelle: la force équivalente appliquée par les mains du thérapeute sur le tronc du patient (détaillée à la section 4.3.3) et la topographie de surface obtenue grâce à un scanner portatif (BodyScan). Puisque le participant devait rester immobile avec les bras dégagés du corps pour numériser tout le tour du tronc incluant les surfaces latérales (processus d'environ une minute), des supports en bois ont été conçus. Ils n'étaient pas dans le champ de vision de la caméra du scanner et aidaient le patient à rester immobile en offrant un support à ses mains et ses bras.

La correction manuelle a été simulée avec le MEF de référence auquel le bassin a été fixé dans l'espace dans la posture debout de référence. La vertèbre T1 a été déplacée à une position pré-établie dans le plan coronal et sagittal, mais était libre dans l'axe vertical pour conserver la mobilité du rachis dans cet axe. Plus précisément, dans le plan coronal T1 a été centrée avec la ligne verticale centrale sacrée (LVCS) pour corriger le déjettement et dans le plan sagittal a été fixée à sa position de référence pour préserver les courbures physiologiques. La correction du déjettement et la préservation de la cyphose et lordose du patient font partie des objectifs de posture de la correction manuelle (Souchard, 2015). L'action des mains du thérapeute a ensuite été représentée dans le modèle. La fixation du bassin reproduisait déjà l'action de la main gauche positionnée latéralement à la hauteur de la crête iliaque gauche pour stabiliser la posture et contrebalancer la force de la main droite. L'action de la main droite a été reproduite par un vecteur force parallèle à l'axe y (plan coronal) appliqué sur un nœud des côtes (Figure 4.4). Le choix du nœud d'application a été personnalisé à chaque patient et déterminé visuellement en identifiant sur la topographie de surface la hauteur de la main droite. Généralement il s'agissait de la hauteur correspondant à la vertèbre inférieure à la vertèbre apicale thoracique.

1. Application des conditions limites et de la force de correction sur le MEF posture debout de référence



2. Résultat de la simulation de la correction manuelle



Topographie de surface

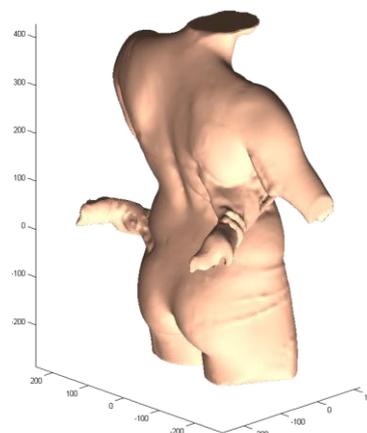


Figure 4.4 Simulation de la correction manuelle (patient P3) (© S.D. Étudiante, 2017)

### 4.3.2 Autocorrection

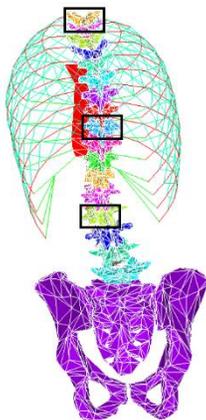
En amont de la simulation de l'autocorrection, le MEF en posture d'autocorrection a été directement reconstruit à partir de la topographie de surface et des radiographies coronale et sagittale acquises dans cette posture. Ce MEF autocorrigé a été utilisé pour identifier la position autocorrigée de la vertèbre T1 (coordonnées x et y du centroïde) et des vertèbres apicales thoracique et lombaire. Par la suite ce MEF a servi à vérifier le résultat de la simulation.

La simulation de l'autocorrection a été effectuée à partir du MEF en posture debout de référence. Le bassin a été fixé dans les trois plans de l'espace comme condition limite distale du modèle. Un déplacement en x et y a été imposé à T1 et aux vertèbres apicales thoracique et lombaire pour les positionner en autocorrection. Ce déplacement équivalait à la soustraction entre la position de référence avec la position préalablement extraite du MEF autocorrigé (Figure 4.5).

La simulation a généré des forces de réaction en x et y aux trois vertèbres contraintes. La force de réaction en y (plan coronal) de la vertèbre apicale thoracique a servi à calculer l'indice de rigidité en autocorrection ( $\frac{\text{force}}{\Delta \text{angle de Cobb}}$ ), pour refléter la rigidité du segment dans le plan où la plus grande correction de courbure est attendue.

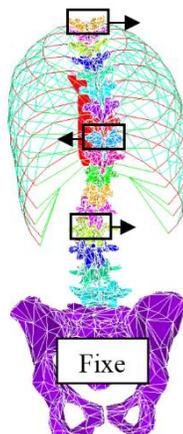
#### Étape préliminaire à la simulation

1. Mesurer la position en x et y des vertèbres T1, apicales thoracique et lombaire dans le MEF autocorrigé (MEF reconstruit depuis les radiographies en autocorrection).



#### Simulation de l'autocorrection

2. Déplacer les vertèbres T1, apicales thoracique et lombaire du MEF de référence jusqu'à la position mesurée dans le MEF autocorrigé.



3. Résultat de la simulation de l'autocorrection

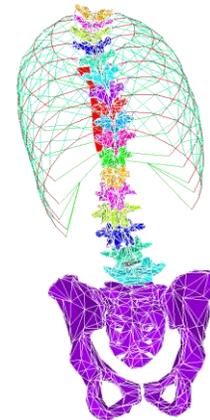


Figure 4.5: Étapes de simulation de l'autocorrection (© S.D. Étudiante, 2017)

#### 4.3.2.1 Vérification des simulations

La simulation de l'autocorrection a été vérifiée en se servant du MEF autocorrigé reconstruit directement à partir des radiographies biplanaires en posture d'autocorrection acquises à l'étude clinique. Les angles (Cobb thoracique, Cobb lombaire, cyphose et lordose) calculés à partir des simulations de l'autocorrection ont été comparés à ceux mesurés sur le MEF autocorrigé (reconstruit directement depuis les radiographies en posture d'autocorrection). Tel que détaillé dans l'article, il y avait une corrélation notable ( $r = 0.9$ ) entre les simulations et les mesures radiographiques, bien que la simulation sous-évaluait la correction réelle d'en moyenne  $3^\circ$ .

Pour déterminer dans quelle position fixer le bassin en vue de simuler la posture d'autocorrection, les angles PI, PT et SS ont été mesurés et comparés sur les radiographies en posture debout naturelle (référence) et autocorrigée (Tableau 4-3). Il s'est avéré qu'entre les deux postures l'orientation du bassin restait généralement constante et la variation d'angle était non significative (test de Student pour échantillon pairé,  $p > 0.05$ , Statistica). La variation des angles PT et SS était en moyenne de  $3^\circ$  et  $2^\circ$  respectivement, alors que la plus grande différence mesurée entre les deux postures était de  $8^\circ$  pour P10. Ainsi le changement d'orientation du bassin dans le plan sagittal a été jugé négligeable.

Tableau 4-3: Variation absolue de l'inclinaison pelvienne (PT) et de la pente sacrée (SS) du bassin dans le plan sagittal entre les radiographies prises en posture debout au repos (référence) et en posture d'autocorrection (AutoC). Légende : moyenne (MOY), écart-type (ET), minimum (MIN), maximum (MAX).

PT (°)	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P10	P11	P12	P13	P14	P15	P16	P17	MOY	ET	MIN	MAX
Référence	0	10	20	2	18	-1	11	5	10	1	-4	-7	13	-1	3	3	5	8	-7	20
AutoC	-3	12	18	-2	16	-1	8	6	2	2	-6	-9	8	6	2	4	4	7	-9	18
Variation absolue	3	2	2	4	2	0	3	1	8	1	2	2	5	7	1	1	3	2	0	8

SS (°)	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P10	P11	P12	P13	P14	P15	P16	P17	MOY	ET	MIN	MAX
Référence	42	40	57	34	28	49	68	48	33	42	34	49	34	41	42	39	43	10	28	68
AutoC	44	40	59	34	27	48	70	48	41	42	36	52	39	34	43	38	43	10	27	70
Variation absolue	2	0	2	0	1	1	2	0	8	0	2	3	5	7	1	1	2	2	0	8

Pour déterminer le nombre approprié de vertèbres à contraindre, la simulation a été testée sur deux patients avec différents scénarios (voir Annexe B) et comparée au MEF autocorrigé (reconstruit directement depuis les radiographies du rachis en autocorrection). En contraignant la position en x et y de neuf vertèbres (T1, T3, T5, T7, T9, T11, L1, L2, L3), la correction obtenue s'approchait en moyenne à 1° près en coronal et à 2° près en sagittal du MEF autocorrigé. En contrepartie, comme toutes les vertèbres sont liées entre elles, le fait de les contraindre en grand nombre les empêchaient de prendre une position physiologique par rapport à leurs voisines, ce qui générait des forces de réaction élevées aux nœuds contraints. En fixant le nombre minimal de vertèbres, soit trois (T1, apicale thoracique, apicale lombaire), la correction obtenue approchait le MEF autocorrigé à 2° près dans le plan coronal et 3° près dans le sagittal, avec des forces de réaction plus plausibles (moyenne de 45 N pour la force apicale thoracique en y, soit 4.5 kg qui équivaut à 10 % du poids moyen des patients de la cohorte (45 kg)). La différence de mesure des angles (2° en coronal, 3° en sagittal) étant comprise dans l'erreur de mesure clinique reconnue de l'angle de Cobb (5°) (Morrissy et al., 1990), il a été privilégié de contraindre au minimum les vertèbres et donc de fixer la position des trois vertèbres principales seulement. Ainsi, lors des simulations, le rachis restait libre de bouger selon l'axe vertical (axe z).

### 4.3.3 Étude de sensibilité de la rigidité du MEF

#### 4.3.3.1 Description de l'étude de sensibilité

Une étude de sensibilité a été effectuée pour déterminer si la rigidité du modèle avait une incidence sur les résultats de simulation des deux postures. Pour chaque patient et chacune des deux postures, trois modèles ont été générés avec trois niveaux de rigidité du tronc, pour un total de six modèles par patient. La rigidité initiale des disques intervertébraux du modèle, provenant de données expérimentales et publiées, a été considérée comme le modèle de tronc rigide (Clin, J., Aubin, Parent, et al., 2011; Clin, J et al., 2010). Les valeurs de rigidité ont ensuite été multipliées par deux facteurs pour reproduire un modèle de rigidité moyenne dite «normale» (facteur 0.5, valeur utilisée dans l'article) et un tronc flexible (facteur 0.35). La méthodologie de simulation a été appliquée à chacun de ces trois modèles pour déterminer si la rigidité du modèle avait une incidence sur les résultats.

De plus, concernant la correction manuelle, la simulation a été reproduite pour trois valeurs de force appliquée (force moyenne et force moyenne  $\pm$  l'écart-type) pour déterminer si cette variation de valeur affectait la correction de courbure (Tableau 4-4). Il s'agissait de la moyenne et de l'écart-type de l'enregistrement de trois fois 10 secondes d'exécution de la correction manuelle. Ainsi, cette étude cumule un total de 192 simulations (16 patients x (3 rigidités de modèle x 3 niveaux de force de correction manuelle + 3 rigidités de modèle d'autocorrection)).

Dans l'article, uniquement la méthode et les résultats de modélisation avec rigidité normale sont présentés, et pour la correction manuelle seulement la correction résultant de la force moyenne appliquée. La section suivante rapporte l'ensemble des résultats sur les patients incluant les rigidités élevée et flexible.

Tableau 4-4 : Force (N) appliquée en thoracique droit pour simuler la correction manuelle.

Légende : Force (F), Moyenne (MOY), écart-type (ET), minimum (MIN), maximum (MAX)

# P	Force MOY (N)	F MOY - ET (N)	F MOY + ET (N)
P1	31	24	38
P2	33	28	37
P3	31	26	36
P4	28	23	33
P5	28	24	33
P6	23	21	25
P7	25	22	28
P8	25	21	28
P10	26	24	29
P11	55	34	77
P12	29	26	32
P13	33	26	39
P14	42	30	54
P15	31	26	35
P16	34	29	39
P17	28	26	30
MOY	31	26	37
ET	8	3	13
MIN	23	21	25
MAX	55	34	77

#### 4.3.3.2 Résultats et discussion de l'étude de sensibilité

##### 4.3.3.2.1 Correction manuelle

De manière générale, pour une même force appliquée, la rigidité du modèle n'a pas influencé de façon notable l'angle de Cobb thoracique et lombaire dans cette posture, ni les courbures du plan sagittal (différence moyenne  $\leq 4^\circ$  entre les modèles rigide et flexible) (Tableau 4-5, Tableau 4-6, Tableau 4-7 et Tableau 4-8), hormis pour les simulations des patients P11 et P14 où l'écart était de  $8^\circ$  et  $18^\circ$  respectivement entre les modèles flexible et rigide pour la force moyenne appliquée. Comme les forces simulées pour ces deux patients étaient beaucoup plus élevées que pour le reste de la cohorte, la rigidité du modèle a davantage affecté la réduction de courbure résultante.

Pour une rigidité de modèle constante, l'écart était de  $\leq 6^\circ$  entre la correction obtenue après simulation de la force la plus grande (moy + ET) et la force la plus petite (moy – ET) pour tous

les patients simulés, à l'exception de P11 et P14. L'écart était de 15° et 18° pour P11 et P14 respectivement entre la force la plus grande et la plus petite simulée pour le modèle de rigidité normale. Pour les autres patients, la faible variation de correction obtenue s'explique du fait que la force appliquée sur la période d'enregistrement était plutôt homogène (faible écart-type). Pour P11 et P14, la variation significative de la correction s'expliquerait par une grande variabilité dans la force appliquée, soit un écart total de 12 N (P14) et 22 N (P11) entre la force minimale et la force maximale simulée (Tableau 4-4). Cette simulation de force s'est traduite en une correction marquée de la courbure thoracique, ainsi leur indice de rigidité était faible.

Deux simulations n'ont pas convergé, soit celles des patients P11 et P14 avec le modèle flexible et la plus grande force appliquée (moy + ET). La force appliquée était trop élevée pour la rigidité moindre du modèle, ce qui a entraîné de trop grandes déformations lors de la simulation. Ce sont les deux patients avec des forces appliquées beaucoup plus élevées que le reste de la cohorte (force moy + ET de 77 N et 54 N, alors que le patient suivant avec la force la plus élevée appliquée est de 39 N).

Tableau 4-5: Angles de Cobb moyens de la courbure thoracique obtenus selon les différentes forces appliquées et les différentes rigidités de modèle

		Flexibilité du modèle		
		Rachis flexible (0.35)	Rachis normal (0.5, valeur de l'article)	Rachis rigide (1)
Valeur de la force simulée	Angle de Cobb (°) Moy ± ET [min, max]			
	Force moyenne – écart-type	26 ± 10 [5 - 43]	27 ± 9 [6 - 43]	28 ± 9 [7 - 43]
	Force moyenne (valeur de l'article)	24 ± 11 [5 - 41]	25 ± 10 [5 - 42]	27 ± 10 [7 - 42]
	Force moyenne + écart-type	24 ± 10 [4 - 38]	23 ± 11 [4 - 39]	26 ± 10 [6 - 42]

Tableau 4-6: Angles de Cobb moyens de la courbure lombaire obtenus selon les différentes forces appliquées et les différentes rigidités de modèle

		Flexibilité du modèle		
		Rachis flexible (0.35)	Rachis normal (0.5, valeur de l'article)	Rachis rigide (1)
Valeur de la force simulée	Angle de Cobb (°) Moy ± ET [min, max]			
	Force moyenne – écart-type	31 ± 9 [16 - 44]	29 ± 9 [16 - 43]	28 ± 8 [15 - 42]
	Force moyenne (valeur de l'article)	31 ± 9 [16 - 44]	29 ± 9 [16 - 43]	28 ± 8 [15 - 42]
	Force moyenne + écart-type	32 ± 10 [16 - 44]	29 ± 9 [16 - 43]	28 ± 9 [15 - 42]

Tableau 4-7: Angles moyens de la cyphose sagittale (T4 – T12) obtenus selon les différentes forces appliquées et les différentes rigidités de modèle

		Flexibilité du modèle		
		Rachis flexible (0.35)	Rachis normal (0.5, valeur de l'article)	Rachis rigide (1)
Valeur de la force simulée	Angle (°) Moy ± ET [min, max]			
	Force moyenne – écart-type	34 ± 11 [11 - 50]	33 ± 11 [11 - 50]	32 ± 11 [10 - 49]
	Force moyenne (valeur de l'article)	35 ± 12 [11 - 53]	33 ± 11 [11 - 50]	32 ± 11 [10 - 49]
	Force moyenne + écart-type	33 ± 11 [11 - 51]	34 ± 11 [11 - 51]	32 ± 11 [10 - 50]

Tableau 4-8: Angles moyens de la lordose sagittale (L1 – S1) obtenus selon les différentes forces appliquées et les différentes rigidités de modèle

		Flexibilité du modèle		
		Rachis flexible (0.35)	Rachis normal (0.5, valeur de l'article)	Rachis rigide (1)
Valeur de la force simulée	Angle (°) Moy ± ET [min, max]			
	Force moyenne – écart-type	72 ± 7 [59 - 86]	71 ± 7 [58 - 85]	70 ± 7 [56 - 84]
	Force moyenne (valeur de l'article)	72 ± 7 [59 - 86]	71 ± 7 [58 - 85]	70 ± 7 [56 - 84]
	Force moyenne + écart-type	71 ± 7 [59 - 86]	71 ± 7 [58 - 85]	70 ± 7 [57 - 84]

#### 4.3.3.2.2 Autocorrection

D'un point de vue clinique, la rigidité du MEF n'a pas eu d'incidence sur les angles du plan coronal (courbure majeure thoracique et contre-courbure lombaire) et sagittal (cyphose et lordose) (variation  $\leq 4^\circ$ ) (Tableau 4-9). Puisque trois vertèbres du rachis étaient contraintes en position, la rigidité a eu un impact négligeable sur les courbes résultantes.

La rigidité du modèle a eu un impact significatif sur les forces de réaction aux vertèbres apicale thoracique et T1 contraintes ( $p < 0.05$ ), avec une force accrue pour une rigidité accrue (Tableau 4-10). Donc, la rigidité du modèle a eu un impact sur l'indice développé. Pour la vertèbre apicale lombaire, seules les variations entre la force de réaction en x entre le modèle rigide et les deux autres niveaux de rigidité étaient significatives. Il n'a pas été possible de faire converger le modèle du patient P6 avec les propriétés de rachis flexible (0.35) car le modèle était trop flexible pour le déplacement imposé.

Tableau 4-9: Angles de Cobb thoracique et lombaire, cyphose et lordose du rachis obtenus lors de la simulation de l'autocorrection pour les trois rigidités de rachis modélisé

		Flexibilité du modèle		
		Rachis flexible (0.35)	Rachis normal (0.5, valeur de l'article)	Rachis rigide (1)
Courbures mesurées	Angle (°) Moy ± ET [min, max]			
	Cobb thoracique	26 ± 9 [3, 42]	25 ± 9 [4, 42]	24 ± 9 [3, 40]
	Cobb lombaire	28 ± 11 [12, 49]	27 ± 11 [12, 49]	26 ± 11 [12, 49]
	Cyphose (T4 – T12)	24 ± 12 [9, 52]	24 ± 11 [9, 52]	23 ± 11 [9, 52]
	Lordose (L1 – S1)	67 ± 8 [53, 82]	66 ± 8 [51, 81]	65 ± 8 [50, 80]

Tableau 4-10: Forces de réaction moyennes obtenues aux trois vertèbres contraintes en x et y pour les trois rigidités de rachis modélisé

		Flexibilité du modèle		
		Rachis flexible (0.35)	Rachis normal (0.5, valeur de l'article)	Rachis rigide (1)
Vertèbres et directions contraintes	Force de réaction (N) Moy ± ET [min, max]			
	T1 x	13 ± 7 [2, 29]	16 ± 9 [2, 36]	23 ± 14 [2, 50]
	T1 y	26 ± 11 [9, 46]	28 ± 13 [11, 50]	36 ± 16 [11, 63]
	Apex thoracique x	29 ± 15 [6, 55]	34 ± 20 [8, 64]	46 ± 29 [1, 100]
	Apex thoracique y	42 ± 25 [3, 89]	45 ± 30 [1, 100]	62 ± 41 [1, 131]
	Apex lombaire x	16 ± 14 [1, 45]	20 ± 17 [1, 62]	41 ± 37 [6, 113]
	Apex lombaire y	28 ± 32 [6, 111]	29 ± 33 [4, 139]	43 ± 52 [3, 219]

## 4.4 Détails sur la conception et l'évaluation du dispositif d'enregistrement des forces

### 4.4.1 Critères et contraintes de conception

Plusieurs critères et contraintes spécifiques ont dicté la conception du dispositif. La pression mesurée pouvait dépasser 26 kPa (200 mmHg). Le physiothérapeute devait conserver le ressenti de la résistance du tronc sous ses mains pour générer la correction appropriée chez le patient. Le dos du patient devait rester dégagé, car la correction est attestée visuellement par le thérapeute qui ajustait l'intensité et l'orientation de la force au besoin. Les gestes des bras et le positionnement du physiothérapeute ne devaient pas être gênés ou restreints par le dispositif. Le design devait cacher et protéger les composantes électroniques. Finalement, il fallait tenir compte des propriétés de la surface de contact de part et d'autre de l'éventuel capteur (d'un côté l'intérieur de la main du thérapeute et de l'autre le tronc du patient qui était semi-rigide et circulaire).

#### 4.4.2 Description des composantes du capteur

Le dispositif a repris le système développé par Leonardo Ruiz (Gonzalez Silva, 2015) basé sur le microcontrôleur Arduino Nano, dont la conception du programme du microcontrôleur et le design des plaques de circuits imprimés ont été conservés. Le choix des résistances et l'assemblage des composantes électroniques sur le circuit imprimé des capteurs ont été adaptés à ce projet. Le microcontrôleur était alimenté par câble USB branché à un ordinateur portable. Le programme logiciel se composait de deux parties distinctes: le programme Arduino qui contrôlait les opérations électroniques et une interface Matlab qui contrôlait la durée d'acquisition, l'affichage et l'enregistrement des données mesurées par les capteurs.

Un total de huit capteurs pouvait être utilisé simultanément avec ce dispositif, mais six ont suffi pour cette étude (Figure 4.6). Le modèle de capteur retenu était un FlexiForce™ A301 (Tekscan, Boston, MA, États-Unis), un capteur de force piézorésistif pouvant mesurer une force normale à sa surface jusqu'à 111 N. Le choix des résistances sur le circuit imprimé a permis de raffiner la plage de valeurs du capteur selon les besoins. Pour cette application, des résistances de 3 M $\Omega$  ont été soudées pour obtenir une plage de force allant de 1 N à environ 9 N après la calibration (voir section suivante). Le capteur mesurait 25.4 mm de longueur, 14 mm de largeur, 0.203 mm d'épaisseur et la zone de détection avait un diamètre de 9.53 mm (Tekscan, 2015). Le filage retenu était monobrin à 0.4 mm de diamètre assurant un maximum de mobilité au physiothérapeute.

Les capteurs ont été cousus à même un gant de jardinage en tissu trempé dans un plastique (Figure 4.6). Les zones d'appui principales sous les mains gauche et droite ont été identifiées, soit les surfaces où la présence de capteurs était essentielle. Sur la main gauche, deux capteurs ont été positionnés sur l'articulation métacarpo-phalangienne de l'index et sur la phalange proximale. Sur la main droite, trois capteurs sur l'index ont été positionnés sur l'articulation métacarpo-phalangienne et les phalanges proximale et médiane, et un capteur sur la phalange distale du pouce. Pour assurer un appui perpendiculaire à la surface du capteur, de fines pastilles circulaires ont été imprimées (Makerbot, Replicator 2, États-Unis) en plastique acide polyactique (PLA) pour recouvrir la zone de détection.

Un boîtier rectangulaire muni de supports internes, d'orifices sur les parois et d'un couvercle a servi à immobiliser, protéger, sécuriser et camoufler les composantes électroniques sensibles. Le

design du boîtier a été élaboré par conception assistée par ordinateur (CAO, logiciel Catia V5R21, Dassault Systèmes, France) et fabriqué par impression 3D en plastique PLA (Makerbot, Replicator 2, États-Unis).



Figure 4.6: Dispositif complet d'enregistrement des forces, et zoom sur les gants gauche et droit. (© S.D. Étudiante, 2017)

#### 4.4.3 Méthodologie et résultats de calibration

La conversion de la mesure obtenue par les capteurs en une valeur de force passait par leur calibration. Le capteur fournissait un pointage allant de 250 à 1030 unités selon l'intensité de la force appliquée. Pour la calibration, une machine permettant de contrôler l'intensité et la durée de la force de compression a été utilisée (Amini, 2011). Elle comprenait une pièce mobile latéralement et une pièce fixe munie d'un capteur de force (Figure 4.7). La lecture du capteur A301 était influencée par le type de surface de part et d'autre de celui-ci. C'est pourquoi les conditions de calibration se sont approchées le plus possible des conditions expérimentales, c'est-à-dire du contexte et de l'environnement dans lequel les capteurs seraient utilisés. Après plusieurs configurations testées, il a été établi que la calibration s'effectuerait avec un morceau de couenne de porc choisi pour s'apparenter à la rigidité de la surface du tronc. Étant donné l'espace restreint de la cellule de compression, le capteur avec la pastille a été cousu sur l'annulaire gauche du gant suivi du morceau de couenne, comme à la Figure 4.7.

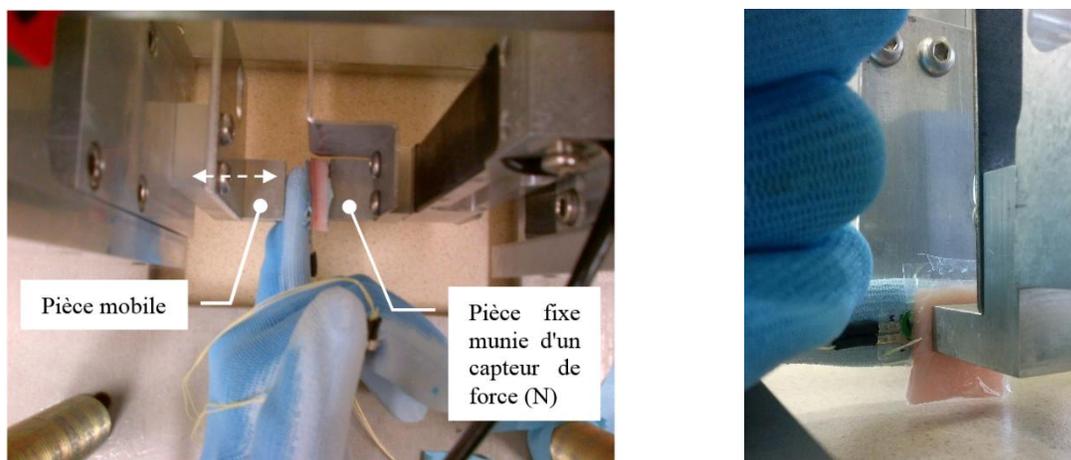


Figure 4.7: Conditions de calibration des capteurs (© S.D. Étudiante, 2017)

Le protocole de calibration a consisté à appliquer quatre paliers de force croissante pour une durée de 60 secondes chacun (voir Annexe C). En reliant la force au pointage obtenu, une droite de calibration a été générée pour chaque capteur (Figure 4.8). La sensibilité des capteurs suite à la calibration était de 5 % de la valeur mesurée. L'équation de ces droites a permis de traduire le pointage obtenu pendant la correction manuelle expérimentale en valeur de force (N).

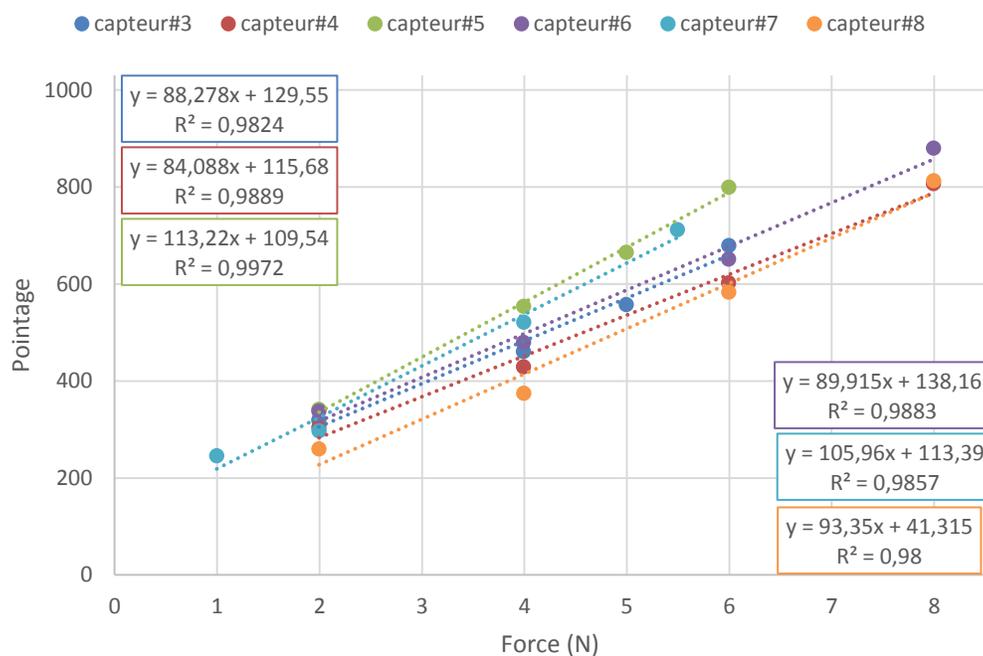
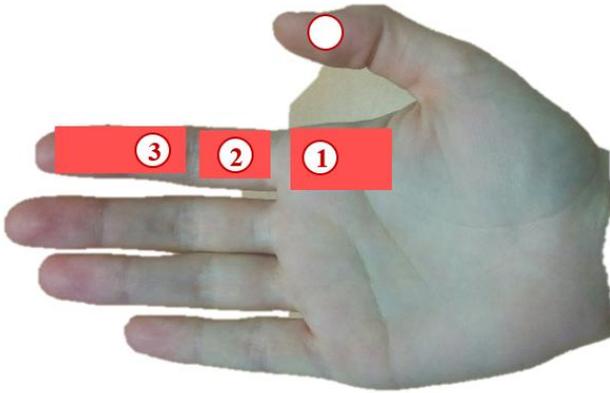


Figure 4.8: Droites de calibration des six capteurs utilisés pour l'étude clinique: pointage en fonction de la force de compression appliquée

Lors de l'étude clinique, comme la surface de contact des mains était plus étendue que l'aire restreinte des capteurs, une force équivalente ( $F_{\text{modèle}}$ ) a été calculée pour conserver le même ratio de pression mesurée. C'est cette force équivalente qui a été implémentée dans la modélisation. Une aire d'application de la main a été estimée pour chacun des trois capteurs de l'index de la main droite (Figure 4.9).



La surface de la main qui exerce un contact et une force sur le tronc a été subdivisée en 3 aires selon les 3 capteurs de mesure principaux :

$A_c$  = aire capteur

$A_{1,2,3}$  = aire rectangle de la région du capteur

$F_{c_{1,2,3}}$  = force mesurée par le capteur

$A_1$ : rectangle 25 x 20 = 500 mm<sup>2</sup>

$A_2$ : rectangle 20 x 15 = 300 mm<sup>2</sup>

$A_3$ : rectangle 40 x 15 = 600 mm<sup>2</sup>

$$F_{\text{modele}} = F_{c_1} * \frac{A_1}{A_c} + F_{c_2} * \frac{A_2}{A_c} + F_{c_3} * \frac{A_3}{A_c}$$

Figure 4.9: Calcul de la force équivalente à pression constante (© S.D. Étudiante, 2017)

## CHAPITRE 5 DISCUSSION GÉNÉRALE

Ce projet avait pour objectif d'évaluer, par le biais de la modélisation, la réductibilité de la scoliose obtenue par la correction manuelle et l'autocorrection selon l'approche RPG en physiothérapie. L'idée était de quantifier la réductibilité mesurée qualitativement par le thérapeute pendant le traitement, de déterminer si cette réductibilité était significative et quels en étaient les mécanismes biomécaniques associés. Le projet s'est subdivisé en trois phases : la conception des outils, l'étude clinique, puis la simulation par MEF. Afin de mesurer la force exercée par le physiothérapeute sur le tronc du patient pendant la correction manuelle, des gants munis de capteurs de force ont été fabriqués. Pour comparer objectivement la réduction de courbure en autocorrection, la radiographie dans cette posture a pu être acquise et comparée à la radiographie de référence debout au naturel. L'utilisation d'un MEF pour simuler les deux postures de réductibilité, préalablement validé pour l'application du corset orthopédique, a permis de définir un indice de rigidité associé à chaque posture pour un classement relatif des patients quant à la flexibilité de leur tronc. Cette étude a été réalisée avec 16 patients. L'approche combinée de l'étude clinique et de la modélisation a permis de personnaliser la simulation à chaque patient selon les données mesurées expérimentalement.

La modélisation des postures de réductibilité a permis d'obtenir des données qui n'étaient pas accessibles par l'étude clinique seule, comme la réduction de courbure en termes d'angle de Cobb en correction manuelle ou les forces de réaction aux vertèbres en autocorrection. La simulation de la correction manuelle ne pouvait pas être vérifiée avec le protocole développé pour ce projet, puisque la prise additionnelle de radiographie était éthiquement impossible. La simulation de l'autocorrection pouvait être vérifiée grâce aux radiographies acquises dans cette posture spécifique.

Le modèle exploité ne représentait pas explicitement les différents muscles du tronc. Une telle représentation par éléments finis aurait été extrêmement complexe à réaliser et n'était pas essentielle à l'atteinte des objectifs définis dans le cadre de cette étude. L'objectif n'était pas de déterminer la contribution individuelle des différents muscles à la correction, mais visait plutôt à quantifier la rigidité globale du tronc et préciser son influence sur la réductibilité de la déformation.

## 5.1 Système de mesure des forces

Les gants munis de capteurs ont permis de mesurer la force exercée par le physiothérapeute lors de l'exercice de correction manuelle, sans affecter le travail de ce dernier (objectif 3 de l'étude). Après calibration, la précision était de 5 % de la valeur de force mesurée. Cette incertitude est inférieure à l'écart-type de variation de mesure enregistrée pendant la correction manuelle sur les différents patients (écart-type moyen de 15 %), ainsi elle n'a pas eu d'impact sur les conclusions de l'étude. Les capteurs étaient seulement sensibles aux forces perpendiculaires à leur surface. Selon la forme de la courbure à réduire, le thérapeute pouvait occasionnellement effectuer un mouvement de légère rotation vers l'avant avec la main droite (détorsion) ou vers le haut pour corriger la courbure. Étant donné les caractéristiques du capteur, tout cisaillement ou mouvement de rotation n'était pas mesuré, et donc pas implémenté dans la simulation. Une seconde considération du dispositif est sa calibration. Les capteurs étant sensibles aux propriétés des surfaces de contact, les conditions de calibration ont tenté de reproduire du mieux possible les conditions cliniques avec l'utilisation de la couenne de porc. Lors de la calibration, il n'a pu être identifié précisément quelles propriétés influençaient le plus la lecture du capteur (densité, rigidité, épaisseur de la surface de contact, etc.). Une analyse comparative plus approfondie des propriétés mécaniques de ces deux éléments (peau et couenne de porc) et de d'autres matériaux mis en contact avec le capteur permettrait de raffiner davantage la calibration.

## 5.2 Évaluation des simulations de la correction manuelle

Dans le cadre de cette étude, il n'a pas été possible de vérifier la simulation de la correction manuelle, puisque la prise de radiographies était impossible étant donné l'implication du thérapeute pour l'exécuter. Une possibilité pour vérifier la simulation serait de comparer la topographie de surface acquise en correction manuelle pendant l'étude clinique avec la géométrie finale de la peau suite à la simulation par MEF et voir s'il y a adéquation. Les angles de Ferguson pourraient ainsi être calculés avec les marqueurs des apophyses épineuses de la topographie de surface et comparés avec la simulation.

La modélisation par éléments finis a permis de simuler la correction de courbure obtenue par la force perpendiculaire au tronc exercée par le physiothérapeute pendant la correction manuelle (objectif 4 de l'étude). La correction a pu être quantifiée en termes d'angles de Cobb, permettant

de définir un indice de rigidité du tronc comme étant la force moyenne enregistrée divisée par la correction de la courbure thoracique simulée ( $\frac{\text{force}}{\Delta \text{ angle de Cobb}}$ ). L'indice de rigidité a permis un classement relatif des patients quant à la force à exercer pour chaque degré de courbure corrigé (objectif 1 de l'étude). Pour les patients P1, P2 et P10, la force appliquée a généré une correction moindre (réduction de 3°) comparativement aux autres patients, résultant en un indice de rigidité élevé (10 N/°), suggérant plus de résistance des tissus mous du tronc à la correction. Pour les patients qui ont nécessité la plus grande force à appliquer (P11, P14), une correction substantielle de leur courbure a été obtenue (18° et 19° respectivement), résultant en des indices de rigidité faibles.

Comme la valeur de force fluctuait dans le temps selon la respiration du patient et l'effort à fournir par le thérapeute (écart-type moyen de 15 % par rapport à la valeur moyenne de force mesurée pour les capteurs de la main droite), la posture avec l'enregistrement des forces a été répétée trois fois et maintenue 10 secondes à chaque répétition. Pour une même valeur moyenne de force appliquée, l'écart-type est variable d'un patient à l'autre. Un écart-type élevé indique que le thérapeute avait plus de difficulté à appliquer une valeur constante de force, pouvant suggérer une courbure pour laquelle il est plus ardu de maintenir la correction. Les valeurs de force mesurées sont cohérentes par rapport aux traitements analogues qui appliquent aussi des forces sur le tronc comme le corset orthopédique (Périé, D. et al., 2003; Pham, V. M. et al., 2008; Romano, M., Carabalona, Petrilli, Sibilla, & Negrini, 2006; Van den Hout, J. et al., 2002). La correction obtenue par simulation (26 %) est toutefois inférieure à la correction jugée efficace dans le corset (de 27 % à 50 % selon la raideur des courbures) (Clin, J et al., 2010).

La simulation de la correction manuelle modélisait un seul paramètre de cette correction, soit la force latérale au niveau de la vertèbre apicale thoracique droite. Il a été supposé que cette force était le paramètre qui influençait le plus sur la déformation. La correction manuelle est complexe et personnalisée à chaque courbure à traiter. À l'occasion, pour certaines déformations, le physiothérapeute pouvait exercer une force autre que strictement dans le plan coronal, par exemple exercer un léger mouvement de détorsion sur le rachis en poussant vers l'avant ou une force vers le haut pour tenter de réduire davantage la courbure. Ces forces n'ont pas été enregistrées ni modélisées lors de cette étude clinique. Une étude de cas a été faite sur deux patients (P1 et P10), où il a été testé d'ajouter une force verticale ou une force vers l'avant de 50

% la valeur de la force latérale. Ces ajouts n'ont pas permis d'augmenter la correction de façon significative. Par ailleurs, bien qu'il fût demandé au patient de se laisser complètement guider par la correction du physiothérapeute, il n'était pas exclu que certains patients aient exercé une résistance à la correction. Cette rigidité du patient n'a pu être contrôlée. Pour en minimiser l'impact, la correction manuelle était pratiquée à quelques reprises avant de débiter l'enregistrement pour s'assurer que le patient comprenait la posture.

La correction manuelle (une des postures faisant partie de la ré-équilibration en RPG) permet d'une part d'évaluer la réductibilité de la courbure et d'autre part d'évaluer l'impact de la réduction de la courbure principale sur le reste de la posture (Souhard, 2015). Ainsi il est normal d'observer, par exemple, une augmentation de la contre-courbure, ce qui précise le lien pour le physiothérapeute entre la courbure primaire et secondaire et lui permet d'orienter son traitement. La simulation de la correction manuelle a fait ressortir une augmentation statistiquement significative de l'angle de Cobb lombaire ( $2^\circ$  en moyenne), mais cette augmentation est considérée non significative d'un point de vue clinique (Morrissy et al., 1990). Nous aurions pu présumer d'une augmentation plus marquée de la contre-courbure résultant d'une compensation posturale. Avec une correction moyenne de 26 % obtenue, il se peut que le thérapeute priorisait une correction du plan coronal sans vouloir aggraver la contre-courbure et les autres plans. Cette approche de correction pourrait justifier une correction du plan coronal plus faible, mais qui permettait de ne pas exacerber des compensations posturales, c'est-à-dire sans aggraver la contre-courbure et les autres plans.

Après chaque patient testé, le thérapeute était questionné de manière informelle sur son ressenti par rapport à la rigidité du tronc du patient. Toutefois, comme c'était la première fois que ce thérapeute pratiquait la correction manuelle, il lui était difficile de hiérarchiser la rigidité des premiers patients de l'étude, n'ayant pas de comparatif antérieur. Il aurait été pertinent de prévoir plutôt un questionnaire systématique à répondre par le thérapeute pour permettre un comparatif plus méthodique entre le ressenti clinique et le résultat des simulations.

### **5.3 Évaluation des simulations de l'autocorrection**

La prise de radiographies en autocorrection a permis d'évaluer le potentiel de correction immédiat du patient et de vérifier le résultat de la simulation. La réduction significative de la

courbure thoracique coronale maintenue pendant quelques secondes, le temps des différentes acquisitions, suggère que le patient possède le contrôle moteur nécessaire pour intégrer les corrections (objectif 2 de l'étude) (Monticone et al., 2014).

La force latérale à la vertèbre apicale thoracique a été retenue pour l'indice de rigidité puisque c'est la région où le plus de réduction est attendue lors de cet exercice. Ces forces de réaction reflétaient de façon relative et globale le recrutement musculaire du tronc nécessaire au maintien de cette posture. Dans le modèle, les forces musculaires ont été schématisées globalement par des contraintes appliquées sur trois nœuds associés à des niveaux vertébraux, plutôt que de considérer plusieurs forces musculaires appliquées en plusieurs endroits tout le long du rachis. Cette concentration de force qui n'existe pas dans la réalité peut expliquer les valeurs élevées de force de réaction obtenues (jusqu'à 100 N).

Comparativement à la radiographie en autocorrection, la simulation tendait à sous-évaluer la correction réelle obtenue pour les courbures coronales thoracique et lombaire. Le contrôle de l'orientation des vertèbres pourrait contribuer à une correction simulée qui se rapprocherait davantage de l'autocorrection mesurée. Dans la méthode de simulation, l'orientation des vertèbres T1 et apicales n'était pas contrôlée, car seule la position en x et y du centroïde de leur corps vertébral était fixé. L'orientation pourrait être dirigée par l'application de moments pour redresser le corps vertébral ou en imposant la position de deux nœuds par corps vertébral plutôt qu'un seul. Contraindre la position d'une quatrième vertèbre, soit la vertèbre d'inflexion, pourrait également contribuer à une simulation plus exacte, comme c'est le cas avec certains protocoles de design de corset pour corriger préalablement la courbure (Cobetto, N., 2013). Six patients ont eu une différence de courbure de 5° ou plus (5° à 9°) entre la posture simulée et réelle. Pour quatre de ces patients (P1, P5, P16, P17), le rachis a subi une élongation pendant l'autocorrection réelle qui n'a pas été représentée dans la simulation (longueur T1-S1 du rachis en autocorrection réelle > longueur du rachis en autocorrection simulée). La différence d'élongation du rachis pourrait expliquer la différence de correction obtenue car, tel qu'illustrée à la Figure 5.1, une petite élongation entraîne une réduction de courbure coronale tout en gardant les mêmes coordonnées en x et y des nœuds contraints. Pour les deux autres patients (P8, P10), l'autocorrection a été en partie attribuable au déjettement accru du tronc sans élongation du rachis (longueur du rachis en autocorrection réelle = longueur du rachis en autocorrection simulée). Ainsi d'autres mécanismes

de correction qui n'ont pas été considérés dans cette méthodologie de simulation sembleraient contribuer à l'autocorrection.

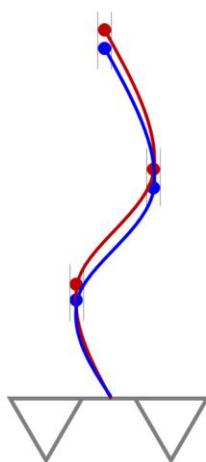


Figure 5.1: Élongation du rachis et réduction de courbure qui en découle (© S.D. Étudiante, 2017)

Tel que détaillé dans l'article, le déjettement accru de certains patients en autocorrection (tel qu'à la Figure 4.5) est causé par les compensations posturales, mais l'objectif des séances périodiques de RPG est de progressivement éliminer ces compensations de posture tout en conservant la correction 3D du rachis (Souchard, 2015).

Différentes considérations méthodologiques expérimentales permettraient de poser l'hypothèse d'une correction plus importante de la courbure thoracique en autocorrection lors du traitement RPG que ce qui a été mesuré sur les radiographies dans le présent contexte de cette étude. D'abord, pour la majorité des patients, il s'agissait de leur première initiation à la RPG et environ 10 minutes étaient accordées à l'autocorrection. De plus, des positions différentes des bras selon le protocole d'acquisition étaient demandées au patient, le temps d'attente entre les différentes acquisitions pouvait atteindre plusieurs dizaines de minutes, la cabine EOS™ était étroite et le technologue repassait parfois replacer les pieds du patient, perturbant sa posture. Le cumul de ces facteurs exigeait une concentration et un effort particulièrement soutenu du patient pour atteindre et maintenir l'autocorrection. Donc, il serait plausible que l'autocorrection de ces patients serait meilleure (correction moyenne > 33 %) dans un contexte de traitement clinique RPG que les corrections mesurées pendant cette étude.

La prise de topographies de surface en position debout naturelle et en posture autocorrigée a uniquement servi à reconstruire les MEF respectifs dans cette étude. Ces données pourraient servir à de futures analyses de la réductibilité en RPG. Les 49 marqueurs anatomiques positionnés sur le tronc du patient (Figure 5.2) pourraient servir par exemple à vérifier de manière quantitative si une autocorrection significative de la colonne pourrait être détectée par des indices posturaux extérieurs sans passer par la radiographie.

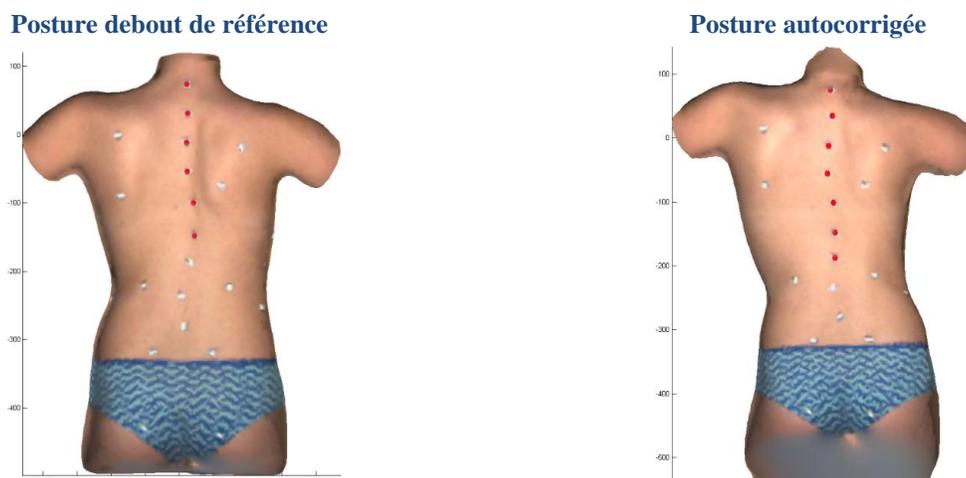


Figure 5.2: Marqueurs anatomiques cutanés du dos pour le patient P10 (© S.D. Étudiante, 2017)

## 5.4 Effet des traitements en cours et passés

La taille réduite de l'échantillon (16 patients) n'a pas permis de distinguer l'effet du traitement prescrit (corset, ESSP en cours ou passé) sur les réductions de courbures mesurées et simulées dans l'une ou l'autre des postures (correction manuelle et autocorrection). Le traitement prescrit au patient n'a pas été considéré dans la méthodologie de simulation élaborée. Sur l'ensemble des patients ayant participé à l'étude, huit n'avaient jamais fait d'ESSP, six faisaient des ESSP lors de leur participation à l'étude et deux en avaient fait par le passé. De plus, 11 patients portaient un corset orthopédique.

## 5.5 Comparaison entre correction manuelle et autocorrection

Les simulations de correction manuelle et de l'autocorrection n'étaient pas corrélées ( $r = 0.1$ ), alors que nous aurions pu nous attendre à ce qu'elles le soient. L'absence de corrélation pourrait s'expliquer par la présence de deux stratégies distinctes de réduction de courbure. D'une part, la correction manuelle était produite principalement par des forces externes, avec un mécanisme de

correction passif. Le principe était analogue aux appuis d'un corset orthopédique. D'autre part, l'autocorrection résultait du recrutement musculaire du patient et reflétait la capacité de ce dernier à intégrer la correction de posture (mécanisme actif). Le traitement par corset est reconnu pour freiner la progression de la courbure (Weinstein, S. L. et al., 2013) alors que les exercices intégrant le contrôle moteur, comme l'autocorrection, ont permis une réduction significative de la courbure dans le cadre d'une récente étude sur les scoliozes de 25° et moins (Monticone et al., 2014). Il serait intéressant d'évaluer dans une étude clinique à long terme si le traitement par corset combiné à la pratique de l'autocorrection permettrait de bonifier l'approche de traitement conservateur.

## CONCLUSION

Ce projet avait comme objectif principal d'évaluer la réductibilité de la correction manuelle et de l'autocorrection en RPG sur la correction de la courbure dans le traitement de la scoliose idiopathique. Le modèle par éléments finis, ainsi que les outils et méthodes développés, ont permis de quantifier la réductibilité des deux postures à l'étude et de mieux comprendre leur biomécanique de correction, notamment par la définition d'un indice de rigidité. La conception des gants munis de capteurs de force a permis d'enregistrer les forces perpendiculaires à l'appui sous les mains du thérapeute lors de la correction manuelle. Une force de correction moyenne de 31 N a été mesurée sous la main droite du thérapeute, qui était du même ordre de grandeur que les valeurs rapportées dans la littérature sous l'appui thoracique des corsets orthopédiques. La simulation de cette posture a généré une correction moyenne de 26 % pour un indice de rigidité variant de 2 à 10 N/°. L'autocorrection a permis une réduction significative immédiate et momentanée de la courbure principale. Cette posture a réduit la courbure thoracique en moyenne de 33 % sans affecter la contre-courbure lombaire. Les résultats de la simulation de l'autocorrection étaient corrélés avec l'autocorrection réelle ( $r = 0.9$ ), bien que la simulation ait tendance à légèrement sous-évaluer la correction réelle obtenue. L'indice de rigidité défini pour cette posture variait de 0 à 21 N/°. Il n'y avait pas de corrélation entre la réduction de courbure par la correction manuelle et l'autocorrection, renforçant le principe que ces deux postures employaient des mécanismes de correction distincts, soit une correction passive par la correction manuelle et une correction active par l'autocorrection.

Les résultats et la discussion de ce projet permettent de formuler des recommandations et améliorations pour de futurs travaux dont :

- Raffiner la méthode de simulation de l'autocorrection pour représenter de façon plus complète les mécanismes mis en œuvre par le patient.
- Élaborer une méthode de vérification de la simulation de la correction manuelle. Cette vérification pourrait notamment exploiter les topographies de surface acquises lors de l'étude clinique en posture debout normale et en correction manuelle.

- Caractériser précisément l'influence du type de surface de contact sur la lecture du capteur de force lors de la calibration.
- Comparer les indices de rigidité calculés avec les résultats de tests de flexibilité établis et reconnus pour évaluer s'il y aurait une corrélation.

Ce travail constitue une première approche pour objectiver davantage les postures de correction dans le traitement RPG en physiothérapie spécifique à la scoliose. Il s'agit d'une des premières études à mesurer la force exercée par le physiothérapeute pendant la correction manuelle lors de l'évaluation posturale RPG. La simulation des postures RPG permettrait d'identifier des objectifs posturaux personnalisés au patient pour son traitement. De façon globale, une compréhension plus approfondie de la biomécanique du traitement RPG contribuerait à identifier de manière quantitative sa complémentarité aux autres approches conservatrices de prise en charge (corset, observation) pour les enfants avec des courbes scoliotiques.

## BIBLIOGRAPHIE

- Amini, S. (2011). *Loading apparatus combined with the Zeiss microscope : user guidelines for the Labview software*. Montréal, Québec:
- Asher, M. A., & Burton, D. C. (2006). Adolescent idiopathic scoliosis: natural history and long term treatment effects. *Scoliosis*, 1(1), 2. doi: 10.1186/1748-7161-1-2
- Atlas Médic. (sd). Dynamomètre portatif Medup. Tiré de [http://www.atlasmedic.com/ressources/Medup/103-034\\_E2\\_FR.pdf](http://www.atlasmedic.com/ressources/Medup/103-034_E2_FR.pdf)
- Aubin, C.-É. (1995). *Rôle biomécanique de la cage thoracique dans le traitement de la scoliose par orthèse*. (Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal, Montréal, Québec).
- Berdishevsky, H., Lebel, V. A., Bettany-Saltikov, J., Rigo, M., Lebel, A., Hennes, A., . . . Betts, T. (2016). Physiotherapy scoliosis-specific exercises—a comprehensive review of seven major schools. *Scoliosis and Spinal Disorders*, 11(1), 20.
- Bernard, J. C., Jemni, S., Schneider, M., Boussard, D., Saillard, V., Bard, R., . . . Notin, G. (2005). Évaluation du résultat d'un corset monocoque carbone respectant la respiration (CMCR) dans la scoliose idiopathique chez l'enfant et l'adolescent : étude rétrospective sur 115 patients. *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 48(9), 637-649. doi: 10.1016/j.annrmp.2005.08.004
- Bonetti, F., Curti, S., Mattioli, S., Mugnai, R., Vanti, C., Violante, F. S., & Pillastrini, P. (2010). Effectiveness of a 'Global Postural Reeducation' program for persistent Low Back Pain: a non-randomized controlled trial. *BMC musculoskeletal disorders*, 11(1), 285.
- Bonetti, F., Curti, S., Mattioli, S., Mugnai, R., Vanti, C., Violante, F. S., & Pillastrini, P. (2010). Effectiveness of a 'Global Postural Reeducation' program for persistent low back pain: a non-randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord*, 11 285. doi: 10.1186/1471-2474-11-285
- Castro, F. P. (2003). Adolescent idiopathic scoliosis, bracing, and the Hueter-Volkman principle. *The Spine Journal*, 3(3), 180-185. doi: 10.1016/s1529-9430(02)00557-0
- Cheh, G., Lenke, L. G., Lehman Jr, R. A., Kim, Y. J., Nunley, R., & Bridwell, K. H. (2007). The reliability of preoperative supine radiographs to predict the amount of curve flexibility in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 32(24), 2668-2672.
- Cheriet, F., Dansereau, J., Petit, Y., Aubin, C.-E., Labelle, H., & DE GUISE, J. A. (1999). Towards the self-calibration of a multiview radiographic imaging system for the 3D reconstruction of the human spine and rib cage. *International journal of pattern recognition and artificial intelligence*, 13(05), 761-779.
- Cheriet, F., & Meunier, J. (1999). Self-calibration of a biplane X-ray imaging system for an optimal three dimensional reconstruction. *Computerized medical imaging and graphics*, 23(3), 133-141.
- Clin, J. (2005). *Approche intégrée de conception biomécanique de corsets pour le traitement de la scoliose idiopathique de l'adolescent*. (Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal, Montréal, Québec).

- Clin, J. (2010). *Étude biomécanique du traitement de la scoliose idiopathique par orthèse : effets des paramètres de conception des corsets sur les corrections géométriques et sur les contraintes internes du rachis*. (Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal, Montréal, Québec).
- Clin, J., Aubin, C. E., Lalonde, N., Parent, S., & Labelle, H. (2011). A new method to include the gravitational forces in a finite element model of the scoliotic spine. *Med Biol Eng Comput*, 49(8), 967-977. doi: 10.1007/s11517-011-0793-4
- Clin, J., Aubin, C. E., Parent, S., & Labelle, H. (2011). Biomechanical modeling of brace treatment of scoliosis: effects of gravitational loads. *Med Biol Eng Comput*, 49(7), 743-753. doi: 10.1007/s11517-011-0737-z
- Clin, J., Aubin, C. E., Parent, S., Sangole, A., & Labelle, H. (2010). Comparison of the biomechanical 3D efficiency of different brace designs for the treatment of scoliosis using a finite element model. *Eur Spine J*, 19(7), 1169-1178. doi: 10.1007/s00586-009-1268-2
- Clin, J., Aubin, C. E., Sangole, A., Labelle, H., & Parent, S. (2010). Correlation Between Immediate In-Brace Correction and Biomechanical Effectiveness of Brace Treatment in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine*, 35(18), 1706–1713.
- Cobetto, N. (2013). *Développement d'une méthode de conception des corsets pour améliorer le confort et l'efficacité du traitement de la scoliose idiopathique*. (Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal, Montréal, Québec).
- Cobetto, N., Aubin, C.-E., Clin, J., Le May, S., Desbiens-Blais, F., Labelle, H., & Parent, S. (2014). Braces optimized with computer-assisted design and simulations are lighter, more comfortable, and more efficient than plaster-cast braces for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine Deformity*, 2(4), 276-284.
- Cobetto, N., Aubin, C.-É., Parent, S., Barchi, S., Turgeon, I., & Labelle, H. (2017 (in press)). 3D Correction of AIS in Braces Designed Using CAD/CAM and FEM: a randomized controlled trial. *Scoliosis and Spinal Disorders*.
- Cobetto, N., Aubin, C., Parent, S., Clin, J., Barchi, S., Turgeon, I., & Labelle, H. (2016). Effectiveness of braces designed using computer-aided design and manufacturing (CAD/CAM) and finite element simulation compared to CAD/CAM only for the conservative treatment of adolescent idiopathic scoliosis: a prospective randomized controlled trial. *European Spine Journal*, 25(10), 3056-3064.
- Coelho, D. M., Bonagamba, G. H., & Oliveira, A. S. (2013). Scoliometer measurements of patients with idiopathic scoliosis. *Brazilian journal of physical therapy*, 17(2), 179-184.
- Cunha, A. C. V., Burke, T. N., França, F. J. R., & Marques, A. P. (2008). Effect of global posture reeducation and of static stretching on pain, range of motion, and quality of life in women with chronic neck pain: a randomized clinical trial. *Clinics*, 63(6), 763-770.
- Curtin, M., & Lowery, M. M. (2014). Musculoskeletal modelling of muscle activation and applied external forces for the correction of scoliosis. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11(1), 52.
- Dantas, D. D. S., De Assis, S. J. C., Baroni, M. P., Lopes, J. M., Cacho, E. W. A., Cacho, R. D. O., & Pereira, S. A. (2017). Klapp method effect on idiopathic scoliosis in adolescents:

- blind randomized controlled clinical trial. *Journal of Physical Therapy Science*, 29(1), 1-7.
- de Mauroy, J. C., Lecante, C., Barral, F., Daureu, D., Gualerzi, S., & Gagliano, R. (2008). The Lyon brace. *Disabil Rehabil Assist Technol*, 3(3), 139-145. doi: 10.1080/17483100801904069
- de Mauroy, J. C., Lecante, C., Barral, F., & Pourret, S. (2014). Prospective study and new concepts based on scoliosis detorsion of the first 225 early in-brace radiological results with the new Lyon brace: ARTbrace. *Scoliosis*, 9(1), 19.
- Delorme, S., Labelle, H., Aubin, C., De Guise, J., & Dansereau, J. (1999). Comparison between clinical Cobb angles and measurements performed on vertebral bodies, pedicle centroids and spinous processes. *Annales de chirurgie*, 53(8), 792-797.
- Desbiens-Blais, F., Clin, J., Parent, S., Labelle, H., & Aubin, C. E. (2012). New brace design combining CAD/CAM and biomechanical simulation for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 27(10), 999-1005. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.08.006
- Descrimes, J., Aubin, C., Skalli, W., Zeller, R., Dansereau, J., & Lavaste, F. (1995). Introduction des facettes articulaires dans une modélisation par éléments finis de la colonne vertébrale et du thorax scoliotique: aspects mécaniques. *Rachis*, 7(6), 301-314.
- Destieux, C., Gaudreault, N., Isner-Horobeti, M. E., & Vautravers, P. (2013). Use of Postural Reconstruction(R) physiotherapy to treat an adolescent with asymmetric bilateral genu varum and idiopathic scoliosis. *Ann Phys Rehabil Med*, 56(4), 312-326. doi: 10.1016/j.rehab.2013.02.004
- Dimitrova, E., & Rohleva, M. (2014). Global postural reeducation in the treatment of postural impairments. *Research in Kinesiology*, 42(1).
- Dobosiewicz, K., Durmala, J., & Kotwicki, T. (2008). Dobosiewicz method physiotherapy for idiopathic scoliosis. *Stud Health Technol Inform*, 135 228-236.
- Dolan, L. A., Wright, J. G., & Weinstein, S. L. (2014). *Effects of bracing in adolescents with idiopathic scoliosis*. Communication présentée à The New England journal of medicine.
- Dubousset, J., Charpak, G., Dorion, I., Skalli, W., Lavaste, F., Deguise, J. e. c., . . . Ferey, S. (2005). Le Systeme EOS Nouvelle Imagerie Osteo-Articulaire basse dose en position debout. *Memoires de Academie Nationale de Chirurgie*, 4(4), 22-27.
- Emans, J. B., Hedequist, D., Miller, R., Cassella, M., Hresko, M. T., Karlin, L., . . . McCarthy, C. (2003, 2003). [Reference Manual for the Boston Scoliosis Brace by Boston Brace International, Inc.].
- Emans, J. B., Kaelin, A., Bancel, P., Hall, J. E., & Miller, M. (1986). The Boston bracing system for idiopathic scoliosis: follow-up results in 295 patients. *Spine*, 11(8), 792-801.
- Fernández-de-las-Peñas, C., Alonso-Blanco, C., Morales-Cabezas, M., & Miangolarra-Page, J. C. (2005). Two exercise interventions for the management of patients with ankylosing spondylitis: a randomized controlled trial. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 84(6), 407-419.

- Fortin, C., Ehrmann Feldman, D., Cheriet, F., & Labelle, H. (2013). Differences in standing and sitting postures of youth with idiopathic scoliosis from quantitative analysis of digital photographs. *Physical & occupational therapy in pediatrics*, 33(3), 313-326.
- Fortin, C., Ehrmann Feldman, D., Tanaka, C., Houde, M., & Labelle, H. (2012). Inter-rater reliability of the evaluation of muscular chains associated with posture alterations in scoliosis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13(80), 9. doi: 10.1186/1471-2474-13-80
- Fortin, D., Cheriet, F., Beausejour, M., Debanne, P., Joncas, J., & Labelle, H. (2007). A 3D visualization tool for the design and customization of spinal braces. *Comput Med Imaging Graph*, 31(8), 614-624. doi: 10.1016/j.compmedimag.2007.07.006
- Fusco, C., Zaina, F., Atanasio, S., Romano, M., Negrini, A., & Negrini, S. (2011). Physical exercises in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: an updated systematic review. *Physiother Theory Pract*, 27(1), 80-114. doi: 10.3109/09593985.2010.533342
- Gabos, P. G., Bojescul, J. A., Bowen, J. R., Keeler, K., & Rich, L. (2004). Long Term Follow-up of Female Patients with Idiopathic Scoliosis Treated with the Wilmington Orthosis. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 1891-1899.
- Gardner-Morse, M. G., & Stokes, I. A. (1998). The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine*, 23(1), 86-91.
- Gauvin, C., Dansereau, J., De Guise, J., Aubin, C., & Labelle, H. (1997). 3-D Personalized Geometrical Reconstruction and Modelling of the Pelvis for Scoliotic Deformity Studies. *Studies in health technology and informatics* 225-228.
- Gonzalez Silva, L. R. (2015). *Dynamic Load AIS System*. (École Polytechnique de Montréal, Montréal, Québec).
- Grunstein, E., Fortin, C., Parent, S., Houde, M., Labelle, H., & Ehrmann-Feldman, D. (2013). Reliability and validity of the clinical measurement of trunk list in children and adolescents with idiopathic scoliosis. *Spine Deformity*, 1(6), 419-424.
- Hall, S. J. (1999). *Basic Biomechanics* (3<sup>e</sup> éd.). United States: Edward E. Bartell.
- Hooper Jr, C. R. (2003). The biomechanics of nocturnal brace design. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 15(4), S36-S39.
- Humbert, L., De Guise, J. A., Aubert, B., Godbout, B., & Skalli, W. (2009). 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Medical engineering & physics*, 31(6), 681-687.
- Kadoury, S., Cheriet, F., Dansereau, J., & Labelle, H. (2007). Three-dimensional reconstruction of the scoliotic spine and pelvis from uncalibrated biplanar x-ray images. *Clinical Spine Surgery*, 20(2), 160-167.
- Kadoury, S., Cheriet, F., Laporte, C., & Labelle, H. (2007). A versatile 3D reconstruction system of the spine and pelvis for clinical assessment of spinal deformities. *Medical & biological engineering & computing*, 45(6), 591-602.
- Kapandji, A. I. (2007). *Physiologie articulaire* (6<sup>e</sup> éd. vol. 3). Paris, France: Maloine.
- Karimi, M. T., Ebrahimi, M. H., Mohammadi, A., & McGarry, A. (2016). Evaluation of the influences of various force magnitudes and configurations on scoliotic curve correction

- using finite element analysis. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine* 1-6.
- Khouri, N., Vialle, R., Mary, P., & Marty, C. (2004). Scoliose idiopathique. Stratégie diagnostique, physiopathologie et analyse de la déformation. *EMC - Rhumatologie-Orthopédie*, 1(1), 17-44. doi: 10.1016/j.emcrho.2003.11.001
- Klapp, B., Biederbeck, E., & Hess, I. (1968). *La méthode quadrupédique du professeur Dr R. Klapp* (2e ed<sup>e</sup> éd.). Bruxelles.
- Kotwicki, T., & Cheneau, J. (2008). Biomechanical action of a corrective brace on thoracic idiopathic scoliosis: Cheneau 2000 orthosis. *Disabil Rehabil Assist Technol*, 3(3), 146-153. doi: 10.1080/17483100801905744
- Kouwenhoven, J.-W. M., & Castelein, R. M. (2008). The pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis: review of the literature. *Spine*, 33(26), 2898-2908.
- Kristof, M., Hudák, R., Takacova, A., Zivcak, J., Fialka, L., & Takac, R. (2010). *Contact pressure measurement in trunk orthoses*. Communication présentée à Computational Cybernetics and Technical Informatics (ICCC-CONTI), 2010 International Joint Conference on (p. 175-179).
- Kuru, T., Yeldan, İ., Dereli, E. E., Özdiñçler, A. R., Dikici, F., & Çolak, İ. (2015). The efficacy of three-dimensional Schroth exercises in adolescent idiopathic scoliosis: a randomised controlled clinical trial. *Clinical rehabilitation* 1-10. doi: 10.1177/02692155155575745
- Lamarre, M.-E., Parent, S., Labelle, H., Aubin, C.-E., Joncas, J., Cabral, A., & Petit, Y. (2009). Assessment of spinal flexibility in adolescent idiopathic scoliosis: suspension versus side-bending radiography. *Spine*, 34(6), 591-597.
- Lee, H. J., Seong, H. D., Bae, Y.-H., Jang, H.-Y., Chae, S. H., Kim, K. H., & Lee, S. M. (2016). Effect of the Schroth method of emphasis of active holding on Cobb's angle in patients with scoliosis: a case report. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(10), 2975-2978.
- Legaye, J., Duval-Beaupere, G., Hecquet, J., & Marty, C. (1998). Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *European Spine Journal*, 7(2), 99-103.
- Lonstein, J. (2003). The Bracing Manual, The Milwaukee Brace. *Scoliosis Research Society* ([www.srs.org](http://www.srs.org)).
- Lou, E., Hill, D. L., & Raso, J. V. (2010). A wireless sensor network system to determine biomechanics of spinal braces during daily living. *Med Biol Eng Comput*, 48(3), 235-243. doi: 10.1007/s11517-010-0575-4
- Mac-Thiong, J.-M., Petit, Y., Aubin, C.-É., Delorme, S., Dansereau, J., & Labelle, H. (2004). Biomechanical evaluation of the Boston brace system for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: relationship between strap tension and brace interface forces. *Spine*, 29(1), 26-32.
- Machida, M. (1999). Cause of idiopathic scoliosis. *Spine*, 24(24), 2576.
- Marieb, E., & Hoehn, K. (2015). *Anatomie et physiologie humaines* (R. L. Linda Moussakova, Trad., 9<sup>e</sup> éd.). Montréal.

- Montgomery, F., & Willner, S. (1997). The natural history of idiopathic scoliosis: Incidence of treatment in 15 cohorts of children born between 1963 and 1977. *Spine*, 22(7), 772-774.
- Monticone, M., Ambrosini, E., Cazzaniga, D., Rocca, B., & Ferrante, S. (2014). Active self-correction and task-oriented exercises reduce spinal deformity and improve quality of life in subjects with mild adolescent idiopathic scoliosis. Results of a randomised controlled trial. *European Spine Journal*, 23(6), 1204-1214.
- Mordecai, S. C., & Dabke, H. V. (2012). Efficacy of exercise therapy for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: a review of the literature. *European Spine Journal*, 21(3), 382-389.
- Morrissy, R. T., Goldsmith, G., Hall, E., Kehl, D., & Cowie, G. (1990). Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have scoliosis. Evaluation of intrinsic error. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 72(3), 320-327.
- Moulin, D. (2014). *Développement et évaluation d'une méthode de mesure de la flexibilité du rachis scoliothique*. (Mémoire de maîtrise, École de technologie supérieure, Montréal, Québec).
- Negrini, S., Antonini, G., Carabalona, R., & Minozzi, S. (2003). Physical exercises as a treatment for adolescent idiopathic scoliosis. A systematic review. *Pediatric Rehabilitation*, 6(3-4), 227-235.
- Negrini, S., Aulisa, A. G., Aulisa, L., Circo, A. B., de Mauroy, J. C., Durmala, J., . . . Maruyama, T. (2012). 2011 SOSORT guidelines: orthopaedic and rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth. *Scoliosis*, 7(1), 3.
- Negrini, S., Fusco, C., Minozzi, S., Atanasio, S., Zaina, F., & Romano, M. (2008). Exercises reduce the progression rate of adolescent idiopathic scoliosis: results of a comprehensive systematic review of the literature. *Disability and rehabilitation*, 30(10), 772-785.
- Nie, W. Z., Ye, M., Liu, Z. D., & Wang, C. T. (2009). The patient-specific brace design and biomechanical analysis of adolescent idiopathic scoliosis. *J Biomech Eng*, 131(4), 041007. doi: 10.1115/1.3049843
- Olafsson, Y., Saraste, H., Söderlund, V., & Hoffsten, M. (1995). Boston brace in the treatment of idiopathic scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 15(4), 524-527.
- Pazos, V., Cheriet, F., Song, L., Labelle, H., & Dansereau, J. (2005). Accuracy assessment of human trunk surface 3D reconstructions from an optical digitising system. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 43 11-15.
- Périé, D., Aubin, C., Lacroix, M., Lafon, Y., & Labelle, H. (2004). Biomechanical modelling of orthotic treatment of the scoliotic spine including a detailed representation of the brace-torso interface. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 42(3), 339-344.
- Périé, D., Aubin, C. E., Petit, Y., Beauséjour, M., Dansereau, J., & Labelle, H. (2003). Boston brace correction in idiopathic scoliosis: a biomechanical study. *Spine*, 28(15), 1672-1677.
- Pham, V., Houilliez, A., Schill, A., Carpentier, A., Herbaux, B., & Thevenon, A. (2008). Study of the pressures applied by a Chêneau brace for correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Prosthetics and orthotics international*, 32(3), 345-355.

- Pham, V. M., Houilliez, A., Schill, A., Carpentier, A., Herbaux, B., & Thevenon, A. (2008). Study of the pressures applied by a Cheneau brace for correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Prosthetics and orthotics international*, 32(3), 345-355. doi: 10.1080/03093640802016092
- Pillastrini, P., e SáResende, F. d. L., Banchelli, F., Burioli, A., Di Ciaccio, E., Guccione, A. A., . . . Vanti, C. (2016). Effectiveness of global postural re-education in patients with chronic nonspecific neck pain: randomized controlled trial. *Physical therapy*, 96(9), 1408.
- Plaszewski, M., & Bettany-Saltikov, J. (2014). Non-surgical interventions for adolescents with idiopathic scoliosis: an overview of systematic reviews. *PloS one*, 9(10), e110254.
- Rohlmann, A., Bauer, L., Zander, T., Bergmann, G., & Wilke, H.-J. (2006). Determination of trunk muscle forces for flexion and extension by using a validated finite element model of the lumbar spine and measured in vivo data. *Journal of biomechanics*, 39(6), 981-989.
- Romano, M., Carabalona, R., Petrilli, S., Sibilla, P., & Negrini, S. (2006). Forces exerted during exercises by patients with adolescent idiopathic scoliosis wearing fiberglass braces. *Scoliosis*, 1 12. doi: 10.1186/1748-7161-1-12
- Romano, M., Minozzi, S., Bettany-Saltikov, J., Zaina, F., Chockalingam, N., Kotwicki, T., . . . Negrini, S. (2012). Exercises for adolescent idiopathic scoliosis. *The Cochrane Library*.
- Sangole, A. P., Aubin, C.-E., Labelle, H., Stokes, I. A., Lenke, L. G., Jackson, R., & Newton, P. (2009). Three-dimensional classification of thoracic scoliotic curves. *Spine*, 34(1), 91-99.
- Sattout, A., Clin, J., Cobetto, N., Labelle, H., & Aubin, C.-E. (2016). Biomechanical Assessment of Providence Nighttime Brace for the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine Deformity*, 4(4), 253-260.
- Schiller, J. R., Thakur, N. A., & Ebersson, C. P. (2010). Brace management in adolescent idiopathic scoliosis. *Clin Orthop Relat Res*, 468(3), 670-678. doi: 10.1007/s11999-009-0884-9
- Schreiber, S., Parent, E. C., Moez, E. K., Hedden, D. M., Hill, D., Moreau, M. J., . . . Southon, S. C. (2015). The effect of Schroth exercises added to the standard of care on the quality of life and muscle endurance in adolescents with idiopathic scoliosis—an assessor and statistician blinded randomized controlled trial: “SOSORT 2015 Award Winner”. *Scoliosis*, 10(1), 1.
- Schreiber, S., Parent, E. C., Moez, E. K., Hedden, D. M., Hill, D. L., Moreau, M., . . . Southon, S. C. (2016). Schroth Physiotherapeutic Scoliosis-Specific Exercises Added to the Standard of Care Lead to Better Cobb Angle Outcomes in Adolescents with Idiopathic Scoliosis—an Assessor and Statistician Blinded Randomized Controlled Trial. *PLOS ONE*, 11(12), e0168746.
- Scoliosis Research Society. (2017). Adolescent Idiopathic Scoliosis : Conditions & Treatments. Tiré de <http://www.srs.org/professionals/online-education-and-resources/conditions-and-treatments/adolescent-idiopathic-scoliosis>
- Souchard, P. (2015). *Déformations morphologiques de la colonne vertébrale : Traitement physiothérapeutique en Rééducation Posturale Globale-RPG*. Issy-les-Moulineaux: Elsevier Masson.

- Souchard, P., & Meli, O. (2011). *Rééducation posturale globale RPG*. Franche: Elsevier Masson.
- Stagnara P., M. G., de Mauroy J.C. (1990). *Rééducation des scolioses* (2<sup>e</sup> éd.). Paris: Expansion Scientifique Française.
- Stokes, I. A. (1994). Three-Dimensional Terminology of Spinal Deformity: A Report Presented to the Scoliosis Research Society by The Scoliosis Research Society Working Group on 3-D Terminology of Spinal Deformity. *Spine*, 19(2), 236-248.
- Stokes, I. A., Aronson, D. D., Ronchetti, P. J., Labelle, H., & Dansereau, J. (1993). Reexamination of the Cobb and Ferguson angles: bigger is not always better. *Clinical Spine Surgery*, 6(4), 333-338.
- Stokes, I. A., Spence, H., Aronsson, D. D., & Kilmer, N. (1996). Mechanical modulation of vertebral body growth: implications for scoliosis progression. *Spine*, 21(10), 1162-1167.
- TechMed3D. (2015). User Guide - TechMed 3D BodyScan Scanning system. Tiré de <http://www.techmed3d.com/#!user-guides/c1viv>
- Tekscan. (2015). FlexiForce® A301 Sensor. Tiré de <https://www.tekscan.com/products-solutions/force-sensors/a301>
- Trobisch, P., Suess, O., & Schwab, F. (2010). Idiopathic scoliosis. *Deutsches Ärzteblatt International*, 107(49), 875.
- Van den Hout, J., Van Rhijn, L., Van den Munckhof, R., & Van Ooy, A. (2002). Interface corrective force measurements in Boston brace treatment. *European Spine Journal*, 11(4), 332-335.
- Van den Hout, J. A., Van Rhijn, L. W., Van den Munckhof, R. J., & Van Ooy, A. (2002). Interface corrective force measurements in Boston brace treatment. *Eur Spine J*, 11(4), 332-335. doi: 10.1007/s00586-001-0379-1
- Vergari, C., Courtois, I., Ebermeyer, E., Bouloussa, H., Vialle, R., & Skalli, W. (2015). Simulation of orthotic treatment in adolescent idiopathic scoliosis using a subject-specific finite element model. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 18(sup1), 2076-2077.
- Wang, W., Baran, G. R., Betz, R. R., Samdani, A. F., Pahys, J. M., & Cahill, P. J. (2014). The Use of Finite Element Models to Assist Understanding and Treatment For Scoliosis: A Review Paper. *Spine Deformity*, 2(1), 10-27. doi: 10.1016/j.jspd.2013.09.007
- Weinstein, S., & Ponseti, I. (1983). Curve progression in idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*, 65(4), 447-455.
- Weinstein, S. L., Dolan, L. A., Wright, J. G., & Dobbs, M. B. (2013). Effects of bracing in adolescents with idiopathic scoliosis. *N Engl J Med*, 369(16), 1512-1521. doi: 10.1056/NEJMoa1307337
- Weiss, H.-R. (2011). The method of Katharina Schroth-history, principles and current development. *Scoliosis*, 6(1), 1.
- Weiss, H. R., Negrini, S., Hawes, M. C., Rigo, M., Kotwicki, T., Grivas, T. B., . . . members of the, S. (2006). Physical exercises in the treatment of idiopathic scoliosis at risk of brace treatment -- SOSORT consensus paper 2005. *Scoliosis*, 1 6. doi: 10.1186/1748-7161-1-6

- Weiss, H. R., Negrini, S., Rigo, M., Kotwicki, T., Hawes, M. C., Grivas, T. B., . . . Landauer, F. (2006). Indications for conservative management of scoliosis (guidelines). *Scoliosis, 1* 5. doi: 10.1186/1748-7161-1-5
- Wong, M., Mak, A., Luk, K., Evans, J., & Brown, B. (2000). Effectiveness and biomechanics of spinal orthoses in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis (AIS). *Prosthetics and Orthotics International, 24*(2), 148-162.
- Xiong, B., Sevastik, J. A., Hedlund, R., & Sevastik, B. (1994). Radiographic changes at the coronal plane in early scoliosis. *Spine, 19*(2), 159-164.
- Yoon, S., & Rhee, M.-H. (2016). Effect of physical therapy scoliosis specific exercises using breathing pattern on adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Physical Therapy Science, 28*(11), 3261-3263.
- Zapata, K., Parent, E. C., & Sucato, D. (2016). Immediate effects of scoliosis-specific corrective exercises on the Cobb angle after one week and after one year of practice. *Scoliosis and Spinal Disorders, 11*(2), 36.

## ANNEXE A – DISPOSITIFS DE MESURE DES FORCES ET PRESSIONS À L'INTERFACE PEAU-CORSET

Tableau 5-1: Description des capteurs et autres dispositifs de mesure des forces et pressions à l'interface peau-corset

Auteurs	Description du dispositif	Plage de mesure du dispositif	Force ou pression moyenne mesurée à l'appui thoracique
(Lou et al., 2010)	Transducteur de force sans fil Modèle, fabricant : FS01, Honeywell Dimensions du dispositif : 53x35x15 mm Masse : 30g Épaisseur du capteur : 7 mm Surface du capteur : 1.13 cm <sup>2</sup>	Force : 0 - 6.8 N Précision : ± 0.02 N Pression : 0 - 60 kPa	Force relative au serrage prescrit (ratio ou %)
(Périé, D. et al., 2003)	Matrice de pression de 192 capteurs Fabricant : Verg Inc. Épaisseur : < 2 mm	Plage de mesure et précision non spécifiées	[0 – 113] N
(Wong et al., 2000)	Capteurs de pression électro-hydraulique Modèle, fabricant : 200C, Dynamic Pressure Monitor	Pression : 0 - 32 kPa Précision : ± 0.27 kPa	9.34 ± 3.39 kPa
(Van den Hout, J. et al., 2002)	Dispositif en semelles de chaussures taille 8½, chacune, munies de 99 capteurs Fabricant : PEDAR	Pression : 10 - 1200 kPa Précision non spécifiée	66 [4 – 209] N (12 kPa)
(Pham, V. et al., 2008)	Tapis de pression pourvu de capteurs électro-résistifs Modèle, fabricant : ClinSeat System, TekScan Surface du dispositif : 42.7x48.8 cm Épaisseur capteur : 0.1 mm	Plage de mesure et précision non spécifiées	7.99 ± 0.67 kPa
(Nie, Ye, Liu, & Wang, 2009)	Tapis pourvu de 1936 capteurs (matrice 44x44) Modèle, fabricant : 5076, I-Scan Surface du dispositif : 3.3x3.3 pouce <sup>2</sup>	Pression : 0.34 – 172368 kPa Précision non spécifiée	51 N pour serrage à 20 N et 70 N pour serrage à 40 N
(Romano, M. et al., 2006)	Tapis (matrice) de pression pourvu de capteurs électro-résistifs Modèle, fabricant : F-Scan, TekScan Surface du dispositif : 7.62x20.32 cm (105 cm <sup>2</sup> ) Surface d'un capteur : 1.6129 cm <sup>2</sup> Épaisseur : 0.1016 cm	Plage de mesure et précision non spécifiées	25.9 [18.7 - 42.8] kPa
(Kristof et al., 2010)	Film (tapis) de capteurs de pression. Il est tapissé de micro capsules qui émettent une couleur dont l'intensité est proportionnelle à la force appliquée. Fabricant : Pressurex Épaisseur : ≈ 1cm	Variable selon le modèle choisi : 0.14 - 1.4 kg/cm <sup>2</sup> à 1300 - 3000 kg/cm <sup>2</sup>	Non spécifié

## ANNEXE B – ÉTUDE DE FAISABILITÉ DU NOMBRE DE VERTÈBRES À CONTRAINdre LA POSITION POUR LA SIMULATION DE L'AUTOCORRECTION

Tableau 5-2: Participant P1 : comparaison illustrée de la simulation de l'autocorrection en contraignant la position de neuf versus trois vertèbres

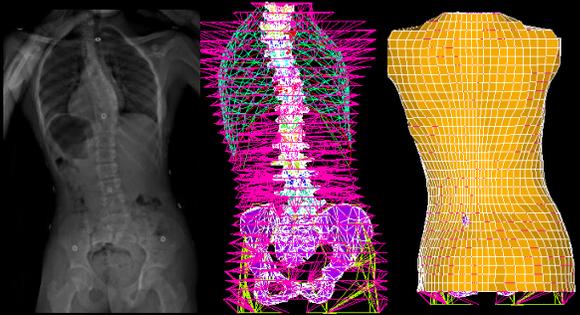
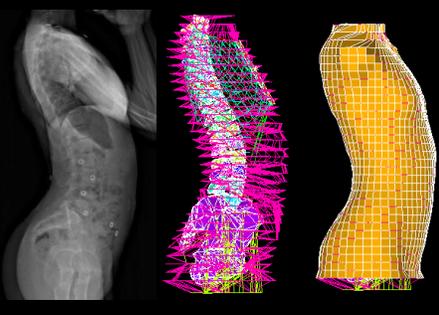
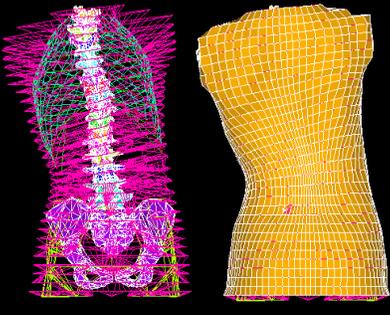
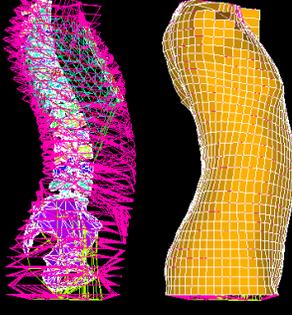
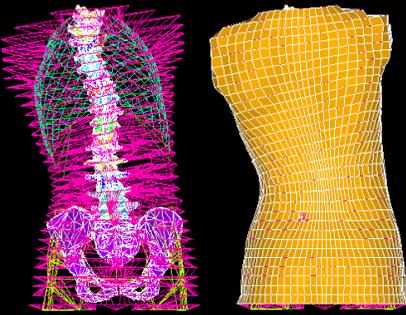
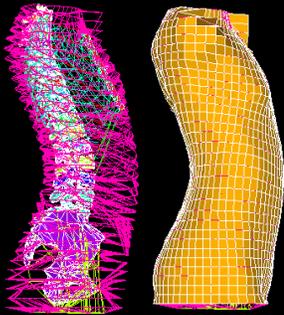
P1	Vue postéro-antérieure			Vue latérale		
MEF géométrie autocorrigée  Cobb Th : 30° Cobb Lb : 20° Cyphose : 15° Lordose : 62°						
Simulation de l'autocorrection avec 9 vertèbres contraintes  Cobb Th : 31° Cobb Lb : 19° Cyphose : 14° Lordose : 65°						
Simulation avec 3 vertèbres contraintes  Cobb Th : 35° Cobb Lb : 20° Cyphose : 12° Lordose : 65°						

Tableau 5-3 : Participant P1 : forces de réaction pour la simulation à neuf versus trois vertèbres contraintes

9 vertèbres contraintes	T1	T3	T5	T7	T9	T11	L1	L2	L3
Fx (N)	-21	-9	40	-32	-57	210	-68	-88	85
Fy (N)	-35	33	-141	146	-90	224	20	-228	39

3 vertèbres contraintes	T1	T9	L2
Fx (N)	-10	32	24
Fy (N)	-33	68	-61

Tableau 5-4: Participant P14 : comparaison illustrée de la simulation de l'autocorrection en contraignant la position de neuf versus trois vertèbres

P14	Vue postéro-antérieure			Vue latérale		
<p>MEF géométrie autocorrigée</p> <p>Cobb Th : 29° Cyphose : 26° Lordose : 68°</p>						
<p>Simulation de l'autocorrection avec 9 vertèbres contraintes</p> <p>Cobb Th : 27° Cyphose : 25° Lordose : 65°</p>						
<p>Simulation avec 3 vertèbres contraintes</p> <p>Cobb Th : 30° Cyphose : 25° Lordose : 62°</p>						

Tableau 5-5: Participant P14 : forces de réaction pour la simulation à neuf versus trois vertèbres contraintes

9 vertèbres contraintes	T1	T3	T5	T7	T9	T11	L1	L2	L3
F <sub>x</sub> (N)	-53	19	-16	14	26	191	-195	25	50
F <sub>y</sub> (N)	-10	-100	77	-102	-56	476	-194	-20	-96

3 vertèbres contraintes	T1	T9	L2
F <sub>x</sub> (N)	-23	64	2
F <sub>y</sub> (N)	-46	79	-20

## ANNEXE C – CALIBRATION DES CAPTEURS

Exemple de calibration pour le capteur 4. Quatre paliers de force sont programmés : 2N, 4N, 6N et 8N. Chacun est maintenu pour 60 secondes.

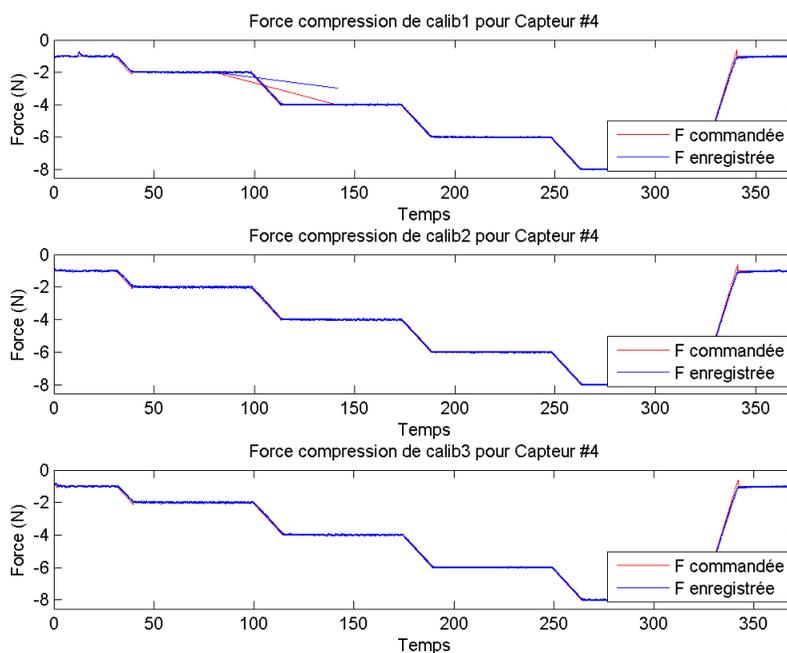


Figure 5.3: Palier de force de compression programmé (rouge) et force réellement exercée (bleue) par la machine de calibration

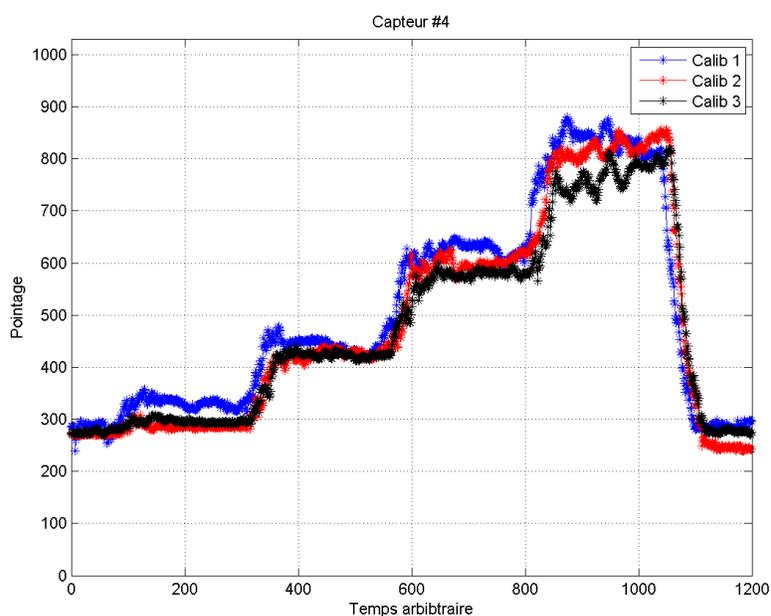


Figure 5.4: Pointages pour trois tests de calibration suivant la programmation de la Figure 5.3

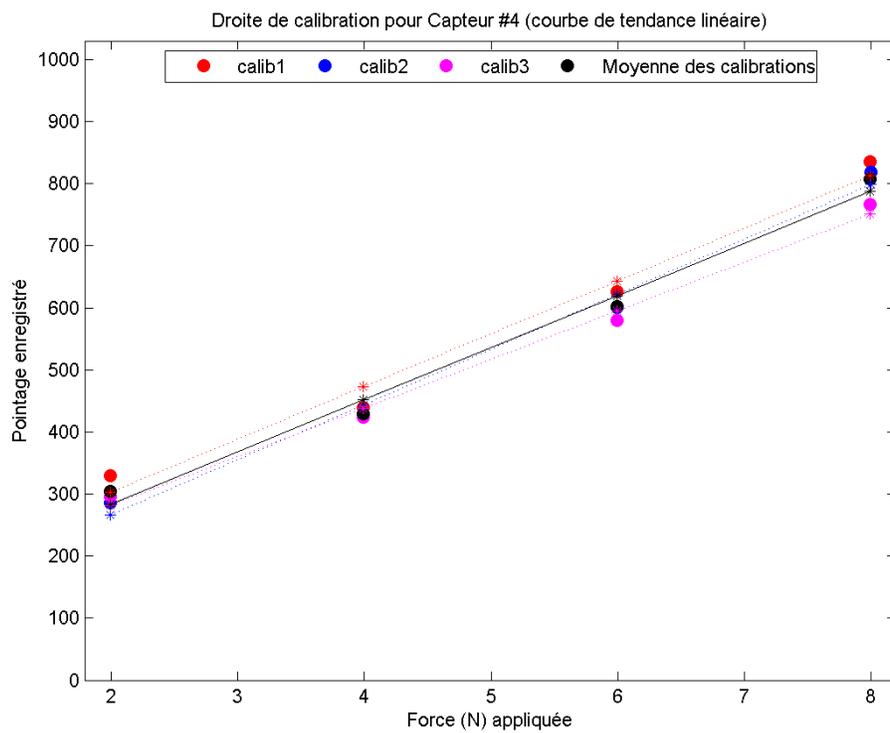


Figure 5.5: Droites de calibration des trois tests (rouge, bleu, magenta) et droite de calibration moyenne (noir), où chaque unité (pointage) est maintenant associée à une intensité de force (N).